



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Estomatología

Proyecto de investigación

T E S I S

COMPARACIÓN DE LAS PROPIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS Y BIOLÓGICAS DE UN
MTA EXPERIMENTAL Y UN MTA COMERCIAL

Para obtener título de:

Licenciado en Estomatología

Presenta:
Sahory Pérez Pérez

Director de tesis
Dra. Abigail Flores Ledesma
ID: 100324622

Director disciplinario:
L.E.E.E. Araceli Acevedo Contreras
ID:100438466

Directo metodológico:
Mtra. Gloria Patricia Perea González
ID:100035922

Asesora externa:
Dra. Lia Alioth Hoz Rodríguez
División de Estudios de Posgrado e Investigación UNAM

Lector:
Mtra. Graciela Galán Torres
ID:100426288

H. Puebla de Zaragoza

Agosto 2023

DICTAMEN APROBACIÓN TESIS



Oficio No. FESIEP/CIFE/092/2023

C. Sahory Pérez Pérez
Alumna de la Licenciatura
Matrícula No.: 201615035
Facultad de Estomatología
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, el que suscribe MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; por este medio me permito informar a Usted, que, está Secretaría de Posgrado aprueba la impresión de la Tesis titulada:

"Comparación de la Propiedades Físico – Químicas y Biológicas de un MTA Experimental y un MTA Comercial".

misma que presentará para realizar su examen profesional y obtener el grado de Licenciatura en Estomatología, de esta Unidad Académica; para su conocimiento y atención correspondiente.

Sin otro particular, reitero a Usted mi más atenta y distinguida consideración.

Atentamente
"Pensar bien, para vivir mejor"
H. Puebla de Z., 29 de agosto de 2023

MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



*Se anexa: Formato de Impresión de Tesis (Original) - p.s.c y a.
*C.p.p. Archivo
*MTRO. FJMA/DR.FADV/yaneth

Facultad
de Estomatología

31 Poniente 1304, Col. Volcanes,
Puebla, Pue. C. P. 72410
01 (222) 229 55 00 Ext. 6400

AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN

**BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE ESTOMATOLOGÍA
SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TESIS RECEPCIONAL**

Para obtener el Grado de: **Licenciado (a) en Estomatología.**

Registro CIFE: 2023196. **Fecha:** martes 29 de agosto del 2023.

Título de la Tesis: Comparación de las propiedades Físico-Químicas y biológicas de un MTA experimental y un MTA comercial.

Nombre del alumno: Sahory Pérez Pérez.

Matrícula: 201615035.

Domicilio: Calle 108 B oriente #13 Bosques de Santa Anita Puebla, Pue.

Tel: 22*25 08 71 02.

Fecha de ingreso a la Facultad: lunes 08 de agosto. del 2016.

Firma: 

Director de Tesis: DC. Abigail Flores Ledesma. **Grado académico:** Doctora en Ciencias con Terminación en Biomateriales Dentales. **Adscripción:** Facultad de Estomatología. **ID:** 100324622. **Tel:** 55*37 37 66 11.

Firma: 

Director Metodológico: Mtra. Gloria Patricia Perea González. **Grado académico:** Maestría en Ciencias de la Educación.


Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100035922.

Tel: 22*21 92 45 83.

Firma: 

Director Disciplinario: Dra. Araceli Acevedo Contreras. **Grado académico:** Especialista en Odontología con terminación en Endodoncia. **Adscripción:** Facultad de Estomatología. **ID:** 100438466. **Tel:** 22*23 22 94 18.

Firma: 

Lector: Mtra. Graciela Galán Torres. **Grado académico:** Maestría en Ciencias Odontológicas con terminal en Endodoncia

Adscripción: Facultad de Estomatología.

ID: 100426288

Tel: 24*41 50 36 54.

Firma: 

Nombre y firma de aprobación del presidente de la academia/Responsable de la Licenciatura en Estomatología.

DC. Carolina Sámano Valencia

Firma: 

La Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología, autoriza la impresión de la Tesis.


MO. Farid Alfonso Dipp Velázquez



Fecha: martes 29 de agosto del 2023.

OFICIO DE ACEPTACION DE PROYECTO C.I.F.E.



Constancia No. FESIEP/CIFE/043/2023 **BUAP**

DC. Abigail Flores Ledesma
Responsable del Proyecto de Investigación
Facultad de Estomatología
PRESENTE

Sirva este medio para enviarle un cordial saludo, asimismo, la Secretaría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Facultad de Estomatología de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; hace constar, que, el Proyecto de Investigación (Colectivo):

"Comparación de la propiedades Físico-Químicas y biológicas de un MTA experimental y un MTA comercial".

Presentado por:

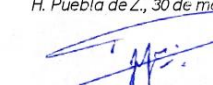
| No. | Cargos | Nombres | ID - Matrículas |
|-----|---------------------------|--------------------------------|-----------------|
| 1 | Responsable del Proyecto: | DC. Abigail Flores Ledesma | 100324622 |
| 2 | Director Metodológico: | Dra. Patricia Perea González | 100035922 |
| 3 | Director Disciplinario: | Dra. Araceli Acevedo Contreras | 100438466 |
| 4 | Asesor Externo: | Dra. Lia Alioth Hoz Rodríguez | S/N |
| 2 | Alumno de Licenciatura: | C. Sahory Pérez Pérez | 201615035 |

ha sido **ACEPTADO**, y quedara en el libro No. 8 de Proyectos Registrados de esta Secretaría de Investigación en la hoja No. 01 y con No. 2023196 de asignación interna.

Por lo anterior, no omito informar, que, se estableció en la Minuta No. 02/2023 de fecha jueves 23 de febrero del año en curso; que, "El responsable del Proyecto de Investigación se compromete a entregar los informes parciales y finales en los meses correspondientes de julio y diciembre de año en curso, de acuerdo con lo solicitado por el Comité de Investigación de la Facultad de Estomatología (C.I.F.E.).

Para los fines legales que los interesados convengan, y sin otro particular, reitero a Usted mi más atenta y distinguida consideración.

Atentamente
"Pensar bien, para vivir mejor"
H. Puebla de Z., 30 de marzo de 2023


MG. Furid Alfonso Dipp Velázquez
Secretario de Investigación y Estudios de Posgrado
Facultad de Estomatología



*C.c.p. Archivo
*MTRD. FJMA/DR.FADV/Vaneth

Facultad de Estomatología | 31 Poniente 1304, Col. Volcanes,
Puebla, Pue. C. P. 72410
01 (222) 229 55 00 Ext. 6400

REPORTE DE SIMILITUD ANTI PLAGIO

Revisado por Jefatura de Servicios Especializados de Información BUAP

INFORME DE ORIGINALIDAD



FUENTES PRIMARIAS

| | | |
|----------|--|------------|
| 1 | Submitted to Universidad de Guadalajara Trabajo del estudiante | 3 % |
| 2 | www.elsevier.es Fuente de Internet | 2 % |
| 3 | www.medigraphic.com Fuente de Internet | 2 % |
| 4 | issuu.com Fuente de Internet | 2 % |
| 5 | Submitted to BENEMERITA UNIVERSIDAD AUTONOMA DE PUEBLA BIBLIOTECA Trabajo del estudiante | 1 % |
| 6 | rsdjournal.org Fuente de Internet | 1 % |
| 7 | revistas.unbosque.edu.co Fuente de Internet | 1 % |
| 8 | bibliotecadigital.univalle.edu.co Fuente de Internet | 1 % |

EVIDENCIA DE PRODUCTOS ACADEMICOS DERIVADOS DEL PROYECTO



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
SECRETARÍA DE EXTENSIÓN Y VINCULACIÓN

Otorga el presente

RECONOCIMIENTO

A

Sahory Pérez Pérez

Coautores: Araceli Acevedo Contreras, Patricia Perea González,
Jesús Fernando Martínez Arróniz, Abigail Flores Ledesma

Por su participación en la expo carteles con el trabajo

Comparación de las propiedades físico-químicas del cemento MTA viarden y un MTA experimental

presentado en el marco del

**CONGRESO NACIONAL E INTERNACIONAL DE
LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA UNAM AMIC 2023**

Realizado en el WTC de la Ciudad de México los días 4, 5 y 6 de mayo de 2023.

Folio 421060523440

"POR MI RAZA HABLARÁ EL ESPÍRITU"
Ciudad de México, 6 de mayo de 2023.


Dr. Francisco Javier Marichi Rodríguez
Director
Facultad de Odontología, UNAM


Esp. Ricardo Michigan Ito Medina
Secretario de Extensión
y Vinculación



Gobierno de Puebla
Hacer historia. Hacer futuro.



Secretaría
de Educación

CONCYTEP
Consejo de Ciencia
y Tecnología del Estado
de Puebla



El Consejo de Ciencia y Tecnología del Estado de Puebla,
otorga el presente

RECONOCIMIENTO A:

Pérez Pérez Sahory, Abigail Flores Ledesma, Araceli Acevedo Contreras

Por haber participado con el proyecto "**Comparación de las propiedades fisicoquímicas de un MTA experimental y un MTA comercial**"
en el área de Medicina y Ciencias de la Salud en el Cuarto **Encuentro Estatal de Jóvenes Investigadores 2023: Modalidad Virtual**, el cual se llevó a cabo el 5, 6 y 7 de junio del 2023.

Atentamente

H. Puebla de Zaragoza, a 7 de junio de 2023

DR. VICTORIANO GABRIEL COVARRUBIAS SALVATORI
Director General del Consejo de Ciencia y Tecnología del Estado de Puebla

AGRADECIMIENTOS

A Dios por permitirme llegar a este momento tan importante en mi vida como lo es la culminación de la licenciatura.

A mis papás Jorge Pérez Montiel y María del Socorro Pérez Sánchez por haberme forjado como la persona que soy en la actualidad, muchos de mis logros se los debo a ustedes entre los que se incluye este. Me formaron con reglas y libertades, pero al final siempre me motivaron constantemente para alcanzar mis anhelos.

A David Basteri por todo su cariño, su comprensión y amor, por ver en mí una fortaleza que yo desconocía, por hacerme sentir que siempre se puede dar un extra para todo lo que hagas, por compartir tantas alegrías y por estar a mi lado en este momento tan importante en mi vida.

A mi hermano Jorge Pérez Pérez por ser mi motivación y mi alegría más grande al cual quiero hacerle ver qué a pesar de las dificultades si uno se lo propone puede salir adelante.

A mi padrino Edgar Pérez Montiel quien siempre he visto más como un amigo, por sus consejos y apoyo incondicional durante toda la universidad y también en la vida diaria.

A mi abuelita María Martha Amparo Montiel Jiménez quien nunca me ha dejado desprotegida y siempre me hace sentir que todo lo que me proponga puedo conseguirlo, por rezar por mí y hacerme ver que un poco de fe le hace bien al corazón.

A mi tutora Dra. Abigail Flores Ledesma, por orientarme y asesorarme no solo en este trabajo sino por adentrarme al mundo de la investigación y hacerme ver que a pesar de parecer complejo tiene su lado maravilloso, también por ser una docente de gran calidad, al verla en el aula de clases es más que evidente que ama lo que hace y eso se nota en nosotros, los estudiantes.

A la Doctora Mariza Lara Lemini por darme la oportunidad de seguir aprendiendo durante todo mi servicio social y durante todo el tiempo que me llevo la culminación de este trabajo, con ella pude conocer a fondo la especialidad de periodoncia y amplie mis conocimientos, aprendí que más que ser bueno con los tratamientos primero hay que ser empático, honesto y bueno con los pacientes.

Al Laboratorio de Materiales y Biomateriales Dentales BUAP y todas las pasantes del turno matutino quienes hicieron que mi estancia en el laboratorio divertida y agradable.

Al Laboratorio de Periodoncia y Tejidos Mineralizados UNAM por permitirme hacer mis pruebas metodológicas.

ÍNDICE GENERAL

| | |
|---|----|
| INTRODUCCIÓN | 3 |
| ANTECEDENTES GENERALES..... | 5 |
| CAPITULO 1 MATERIALES DENTALES USADOS ANTES DEL MTA. | 5 |
| HIDRÓXIDO DE CALCIO | 5 |
| INDICACIONES DE LA APEXIFICACIÓN | 7 |
| TÉCNICAS DE APEXIFICACIÓN | 8 |
| TÉCNICA DE FRANK..... | 8 |
| TÉCNICA DE MAISTO..... | 9 |
| TÉCNICA DE LASALA..... | 10 |
| CARACTERÍSTICAS FISICOQUÍMICAS DEL HIDRÓXIDO DE CALCIO..... | 11 |
| PROPIEDADES DEL $\text{Ca}(\text{OH})_2$ | 11 |
| VENTAJAS DE HIDRÓXIDO DE CALCIO | 12 |
| DESVENTAJAS DEL HIDRÓXIDO DE CALCIO | 12 |
| INDICACIONES DEL HIDRÓXIDO DE CALCIO | 12 |
| CAPITULO 2..... | 13 |
| BIOCERÁMICOS..... | 13 |
| CAPITULO 3..... | 15 |
| CEMENTOS PORTLAND..... | 15 |
| CLINKER..... | 15 |
| CAPITULO 4..... | 17 |
| AGREGADO TRIÓXIDO MINERAL (MTA) | 17 |
| MANIPULACIÓN..... | 19 |
| VENTAJAS..... | 19 |
| DESVENTAJAS | 19 |
| INDICACIONES | 19 |
| APEXIFICACIÓN CON MTA | 20 |
| PROPIEDADES QUÍMICAS Y FÍSICAS..... | 23 |
| pH..... | 23 |
| SOLUBILIDAD | 23 |



| | |
|--|----|
| RADIOPACIDAD..... | 23 |
| VIABILIDAD CELULAR | 24 |
| RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN | 25 |
| ESTABILIDAD DIMENSIONAL..... | 25 |
| TIEMPO DE FRAGUADO | 25 |
| OTRAS PRESENTACIONES DEL MTA (MTA REPAIR HP®)..... | 25 |
| MECANISMOS DE HIDRATACIÓN..... | 27 |
| MTA VS PORTLAND..... | 27 |
| ANTECEDENTES ESPECÍFICOS | 29 |
| PLANTEAMIENTO DE PROBLEMA | 33 |
| JUSTIFICACIÓN | 34 |
| HIPÓTESIS | 35 |
| OBJETIVOS | 35 |
| OBJETIVO GENERAL | 35 |
| OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 35 |
| MATERIALES Y METODOS | 36 |
| DISEÑO..... | 36 |
| TAMAÑO DE MUESTRA | 36 |
| CRITERIOS DE SELECCION | 37 |
| CRITERIOS DE INCLUSIÓN | 37 |
| CRITERIOS DE EXCLUSIÓN..... | 37 |
| CRITERIOS DE ELIMINACIÓN..... | 37 |
| RECURSOS MATERIALES | 37 |
| CONSIDERACIONES ÉTICAS Y BIOÉTICAS | 37 |
| CONSIDERACIONES DE BIOSEGURIDAD..... | 2 |
| VARIABLES | 3 |
| CONCORDANCIA Y FIABILIDAD | 4 |
| UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL | 4 |



| | |
|--|----|
| PROCEDIMIENTOS | 5 |
| PREPARACIÓN DE LOS CEMENTOS | 5 |
| pH..... | 6 |
| SOLUBILIDAD | 8 |
| RADIOPACIDAD..... | 10 |
| CULTIVO CELULAR | 11 |
| MEDIO CONDICIONANTE..... | 12 |
| VIABILIDAD CELULAR | 13 |
| ESTABILIDAD DIMENSIONAL Y RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN..... | 13 |
| ANÁLISIS ESTADÍSTICO..... | 16 |
| RESULTADOS..... | 17 |
| DISCUSIÓN | 21 |
| CONCLUSIONES..... | 26 |
| BIBLIOGRAFÍA | 27 |



ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1. Clasificación de Andreasen | 7 |
| Figura 2. Técnica de Frank | 9 |
| Figura 3. Pasta de Maisto | 10 |
| Figura 4. Condensación lateral con gutapercha | 10 |
| Figura 5. Hidróxido de calcio para uso del cirujano dentista | 11 |
| Figura 6. Agregado de trióxido Mineral (MTA)..... | 17 |
| Figura 7. Agregado de Trióxido Mineral (ProRoot® MTA)..... | 18 |
| Figura 8. Aplicaciones clínicas del MTA..... | 20 |
| Figura 9. Aplicación de MTA en órgano dentario inmaduro | 22 |
| Figura 10. presentación de MTA Repair HP® | 26 |
| Figura 11. Preparación de cementos..... | 5 |
| Figura 12. Preparación de pastillas..... | 6 |
| Figura 13. Metodología de pH..... | 7 |
| Figura 14. Metodología de solubilidad..... | 9 |
| Figura 15. Metodología de radiopacidad | 11 |
| Figura 16. Preparación y cultivo de células | 12 |
| Figura 17. Medio condicionante..... | 12 |
| Figura 18. Metodología para resistencia a la compresión | 14 |
| Figura 19. Metodología de estabilidad dimensional..... | 15 |
| Figura 20. Resultados de pH..... | 17 |
| Figura 21. Resultados de solubilidad | 18 |



Figura 22. Resultados de Radiopacidad..... 18

Figura 23. Resultados de viabilidad celular 19

Figura 24. Resultados de resistencia a la compresión..... 19

Figura 25. Resultados de estabilidad dimensional 20

Tabla 1. Resultados de microanálisis de sonda electrónica de WMTA y GMTA 16

Tabla 2. Variables..... 3



ABREVIATURAS

- $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-3CaO}$ - Aluminato tricálcico
- AAE - Asociación Americana de Endodoncia
- Al_2O_2 - Óxido de Aluminio
- Bi_2O_2 - Óxido de Bismuto
- C2S - Silicato Dicálcico (nomenclatura del concreto)
- C3S - Silicato Tricálcico (nomenclatura del concreto)
- Ca(OH)_2 - Hidróxido de Calcio
- Ca_2SiO_4 - Silicato dicálcico
- Ca_3SiO_5 - Silicato tricálcico
- CaO - Óxido de calcio
- CaWO_4 - Tungstato de cálcio
- Cl - Cloro
- CO_2 - Dióxido de carbono
- CPB-CA - Cemento Portland Blanco Cruz Azul
- CPO o CP - Cemento Portland
- CSH - Silicato Cálcico Hidratado
- DMEM - Medio Eagle Modificado de Dulbecco
- DMSO - Dimetilsulfuro
- DPSC - Células madre de la pulpa dental
- DRM - Densidad Radiográfica de la Muestra
- DRX - Difracción de Rayos X
- DSC - Calorimetría Diferencial de Barrido
- FeO o Fe_2O_3 - Óxido de hierro
- FG - Fibroblastos Gingivales
- GMTA - Agregado de Trióxido Mineral Gris
- H_2O - Agua
- HEMA - Metacrilato de 2-hidroxietilo
- HFG - Fibroblastos Gingivales Humanos
- MgO - Óxido de magnesio
- mM - Micromolar
- mm Al - Milímetros de aluminio
- MPa - Megapascal
- MTA - Agregado de Trióxido Mineral
- MTA exp. - Agregado de Trióxido Mineral Experimental
- MTA-A - Agregado de Trióxido Mineral Angelus®
- MTT - 3-(4,5-dimetiltiazol-2-yl)-2,5-difeniltetrazolio bromuro
- NbO - Óxido de niobio
- nm - Nanómetro



- P_2O_5 - Pentóxido de difósforo
- pH – Potencial de Hidrogeno
- PIXE - Emisión de rayos X inducido por partículas
- RH - Humedad relativa
- SFB - Suero Fetal Bovino
- SiC - Carburo de silicio
- SiO_2 - Dióxido de Sílice
- SO_3 - Anhidrido Sulfúrico
- SPSS - Statistical Package for Social Sciences
- TEGDMA - Dimetacrilato de trietilenglicol
- TGA - Termogravimetría
- TiO_2 - Óxido de titanio
- WMTA – Agregado de Trióxido Mineral Blanco
- ZrO_2 - Óxido de zirconio
- $\mu g/ml$ - Microgramo/mililitro



COMPARACIÓN DE LAS PROPIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS Y BIOLÓGICAS DE UN MTA EXPERIMENTAL Y UN MTA COMERCIAL

RESUMEN

Introducción: El agregado de trióxido mineral (MTA) es un cemento hidráulico, también conocido como biocerámico o bioactivo, ya que logra producir una capa de apatita superficial por lo que se usa en recubrimientos pulpares directos, perforaciones radiculares, resorciones internas o externas y en pulpotomías.

Objetivo: Comparar las propiedades fisicoquímicas del cemento comercial MTA Viarden® y un MTA experimental (MTA-Exp)

Material y métodos: Se evaluaron dos grupos: MTA-Viarden® y un MTA experimental, el cual se preparó a partir de Cemento Portland blanco previamente caracterizado con más del 20wt% de trióxido de bismuto como agente radiopacificador. Las pruebas de radiopacidad, solubilidad y estabilidad dimensional se elaboraron de acuerdo con la norma ISO 6876 en un periodo de 24 horas. La estabilidad dimensional se elaboró de acuerdo con la norma ADA 30 a las 24 horas. El pH se evaluó usando pastillas de cada cemento en inmersión de agua bidestilada en un periodo de 24 horas. La viabilidad celular se midió a través de un conteo de células de fibroblastos gingivales humanos a las 24 horas. **Resultados:** El porcentaje de solubilidad del MTA-Viarden® fue del 5.91% y 2.14% para el cemento experimental. La radiopacidad del MTA-Viarden® y el cemento experimental fue de 6.15 y 3.93 milímetros de aluminio (mm Al). El pH fue mayor en el MTA-Viarden® 11.13 que en el cemento experimental 8.56. El porcentaje de viabilidad celular fue de 94.91% para el MTA Viarden® y 97.86% en el cemento experimental. La estabilidad dimensional fue de 0.30% para el MTA Viarden® y de 0.75% para el MTA exp. La resistencia a la compresión fue de 3.40 MPa para el MTA convencional y de 24.37 MPa para el cemento experimental. En todas las pruebas se encontró diferencias estadísticamente significativas (T-Student $p < 0.05$). **Conclusiones:** Las propiedades físicas varían entre ambos cementos. La radiopacidad cumple con los valores de 3mm Al, aunque el MTA exp. no cumplió a los valores especificados en la norma ISO 6876. El pH mayor puede estar



relacionado con la mayor solubilidad del MTA-Viarden®. Ambos cementos mostraron una diferencia mínima en viabilidad celular. La estabilidad dimensional del cemento experimental excedió el 0.1% permitido por la norma. La resistencia a la compresión fue favorable para el cemento experimental al ser 7 veces más resistente que el cemento comercial.

PALABRAS CLAVE

Agregado de Trióxido Mineral, Cemento Portland, clinker, Solubilidad, pH, Citotoxicidad, Radiopacidad, Biocompatibilidad, Actividad Antimicrobiana.



INTRODUCCIÓN

En estomatología es frecuente el uso de materiales que sean compatibles con el ambiente que ofrece la cavidad bucal, llamados ahora biomateriales dentales.

Los cementos aplicados en endodoncia ofrecían carencias que no podían cubrir con las necesidades de ese momento, eran sensibles al agua y de difícil manipulación. En los años 90 surgió el Agregado de Trióxido Mineral también conocido como MTA, es un cemento que gracias a su descubrimiento fue una opción muy prometedora debido a sus excelentes propiedades ya que favorece la preservación el mayor tiempo posible de los órganos dentarios que presenten perforaciones en zonas de difícil acceso donde el tiempo y la manipulación son cruciales para garantizar un buen trabajo por parte del estomatólogo.

Su éxito se debió a que en su composición destaca el calcio, sílice y fosfato, esto le hizo sobrepasar por mucho al hidróxido de calcio ya que principalmente nos ayuda a obturar las perforaciones en un ambiente donde se presenta demasiada humedad sin que este se vea afectado aumentando la alta tasa de éxito en los tratamientos endodónticos, el MTA se posicionó como material de elección por ofrecer mejores propiedades pero este cemento no estaba exento de desventajas, añadiendo además de las mencionadas anteriormente, el elevado costo que presentaba el adquirir este material, su alto tiempo de fraguado, aumentando las probabilidades de microfiltraciones en las obturaciones retrogradadas dando como resultado tratamientos fallidos y sin poder dejar de lado la pigmentación en órganos dentarios.

Fue notorio que en la confección del MTA se afirmó que este estaba compuesto a base de Cemento Portland (CP), un cemento de composición principalmente hidráulico que fragua al tener una reacción con el agua conformando una masilla que es muy duradera y resistente usada principalmente en la construcción y en el área de arquitectura, así mismo, en su composición se encontraba el óxido de bismuto como agente radiopacificante.



De este modo apareció una propuesta de crear un sustituto que ofreciera las mismas ventajas que el MTA, así que se estudiaron las ventajas del cemento Portland ya que se presume son las mismas características que el MTA.

Por lo tanto, en este estudio se quiere comparar las propiedades de ambos cementos y así poder establecer cual ofrece mejores propiedades físico-químicas y biológicas con los órganos dentarios.



ANTECEDENTES GENERALES

CAPITULO 1 MATERIALES DENTALES USADOS ANTES DEL MTA.

HIDRÓXIDO DE CALCIO

Antiguamente de primera elección se utilizaba el hidróxido de calcio para tratamientos pulpares directos teniendo como objetivo principal salvaguardar la pulpa dental¹.

El Hidróxido de calcio Ca(OH)_2 fue estudiado por Nygren en 1838 con el fin de aplicarlo en el área odontológica, aproximadamente cien años después Hermann en 1920, lo aplicó por primera vez como un protector pulpar. La primera aparición del Ca(OH)_2 en Estados Unidos fue por Teuscher y Zender en 1938 realizando un tratamiento de pulpotomía con técnica vital. En el año de 1964 en Edimburgo, Ball realizó un tratamiento en un infante de 6 años, realizó apertura de cavidad y trato de sanar variadas veces un incisivo central superior necrótico, buscando obturarlo temporalmente con una pasta radiopaca con propiedades antibióticas, debido a que su objetivo era realizar una cirugía; pero al paso del tiempo observó que el ápice se iba cerrando, lo mantuvo en observación durante 5 meses y al citar al paciente quedó sorprendido al descubrir que su ápice estaba completamente cerrado.

Frank en 1966, lo presentó en Estados Unidos en la reunión anual de la Asociación Americana de Endodoncia (AAE) al ser el material clave del procedimiento que realizó todo esto aunado al éxito de múltiples casos clínicos, dando como resultado que se le conozca como la técnica de Frank. En 1968 Lasala, cambia un poco la técnica de Maisto y Capurro, enfocándose solamente en la parte final del tratamiento, explicando que retira la pasta que se encontraba de 1.5 a 2mm del ápice y obtura los conductos radiculares con gutapercha y cemento aplicando la técnica de condensación lateral.

Llegando al año de 1993, el Agregado de Trióxido Mineral (MTA) fue descrito por Torabinejad y sus colaboradores, este compuesto de cemento Portland tipo I, óxido de bismuto y sulfato de calcio dihidratado buscando sellar las vías de



comunicación entre las raíces y el tejido periodontal², debido a que fue disminuyendo su uso a causa de situaciones negativas que estaban provocando en los órganos dentarios destacando las microfiltraciones, formación de brechas y la disolución del material¹.

Muchos estudios aseguraban que el $\text{Ca}(\text{OH})_2$ era capaz de inducir a la formación de tejido mineralizado que contribuía al cierre apical, favoreciendo el completo sellado de la raíz además de que ayudaba como un delimitante a la hora de realizar la compactación de la gutapercha en el canal radicular al estar realizando un tratamiento de endodoncia².

La Asociación Americana de Endodoncia (AAE) describía este procedimiento denominándolo apexificación como un método que favorecía la inducción de tejido calcificado en un órgano dentario con ápice abierto o como la forma de retomar el completo desarrollo apical del canal radicular que no estaba totalmente cerrado debido a que su pulpa se encontraba en estado necrótico³.

INDICACIONES DE LA APEXIFICACIÓN

- Órganos dentarios que perdieron la vitalidad pulpar, con o sin patología periapical en donde el procedimiento puede variar de acuerdo con las condiciones que se presenten, puede emplearse un método tradicional, antibióticos, cirugías y pastas antisépticas esto dependiendo de que tan afectado se encuentre el órgano dentario².
- Como una opción en lesiones traumáticas, de acuerdo con la clasificación de Andreasen como se muestra en la Figura 1 ^{2,3}.

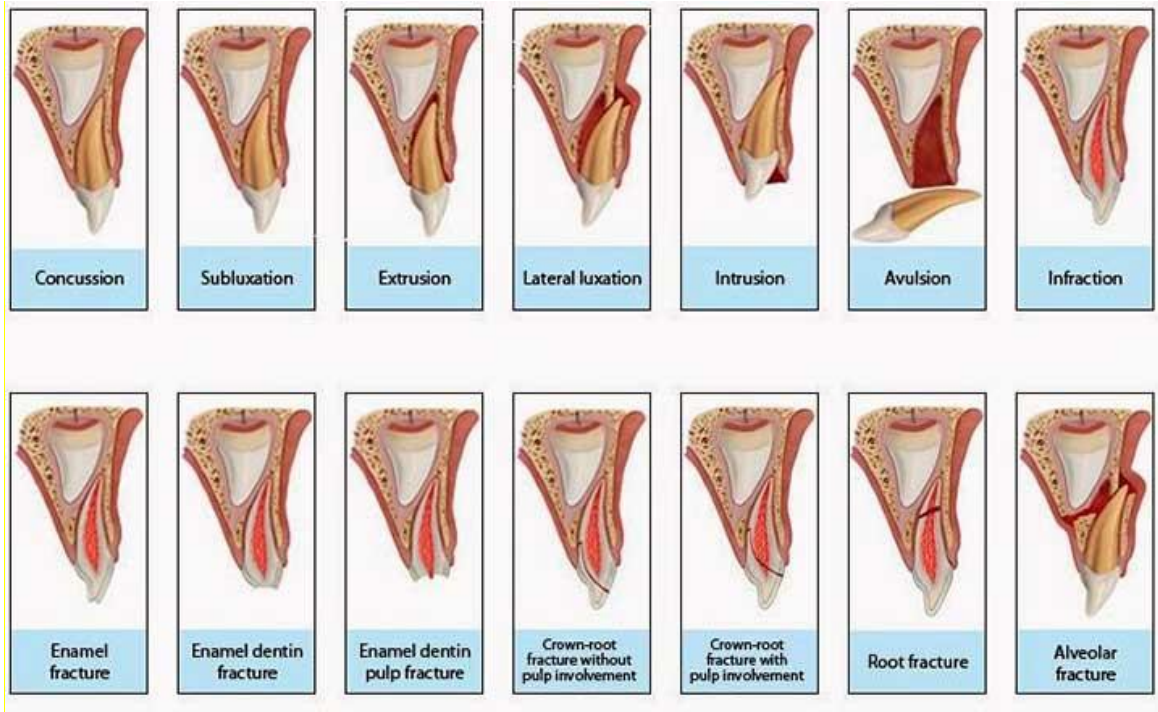


Figura 1. Clasificación de Andreasen para lesiones traumáticas de órganos dentarios,
<https://www.maxilofacialeimplantes.com/wp-content/uploads/2018/08/Avulsion.jpg>



TÉCNICAS DE APEXIFICACIÓN

TÉCNICA DE FRANK

Al tratarse de una obturación temporal se aconseja la utilización de una pasta de $\text{Ca}(\text{OH})_2$, gracias a que se encuentra al alcance de los odontólogos, por su rápida preparación y fácil remoción.

El $\text{Ca}(\text{OH})_2$ presenta una enorme ventaja ya que no provoca dificultades, hay un exceso o sobrante de material hacia la zona periapical, debido a que esto puede reabsorberse, pero a pesar de esta ventaja el $\text{Ca}(\text{OH})_2$ debe cambiarse por una obturación definitiva para evitar la presencia de filtraciones hacia la zona periapical.

La gutapercha es el material de elección ya que no es reabsorbible en el conducto radicular. El tratamiento no debe considerarse como terminado hasta que no se haya logrado un cierre apical óptimo y sea obturado con gutapercha².

Cita 1:

- Aislamiento
- Realizar el acceso a la cámara pulpar
- Definir conductometría
- Desinfectar el conducto
- Secar e incorporar la pasta de $\text{Ca}(\text{OH})_2$, pero con una consistencia espesa, esta será introducida en el conducto, se colocará una torunda pequeña de algodón y para finalizar se obturará. Es muy importante que esta obturación sea duradera hasta la próxima cita.

Para el tratamiento de complicaciones:

- De no ceder el tracto sinuoso se debe repetir el tratamiento de la primera cita como se muestra en la Figura 2.

Cita 2 (4 a 6 meses posteriores a la primera cita):

Con ayuda de un auxiliar de diagnóstico como lo es la radiografía se debe comparar el ápice, en caso de no haberse cerrado de manera óptima se debe rehacer el tratamiento de la primera cita.

Se debe explorar con la instrumentación el ápice del órgano dentario y localizar un tapón o formación de tejido mineralizado.

Al pasar 6 meses se debe encontrar una de las siguientes características:

- Existencia de un cierre apical sea o no visible en la radiografía, este puede identificarse con la instrumentación.
- La formación de tejido mineralizado puede variar, en unos casos puede ser notable y en otros puede ser mínimo.

Al lograr un óptimo cierre apical, se puede obturar de manera permanente, en caso de no estar seguro de que el ápice se encuentre cerrado se puede repetir el tratamiento de la primera cita para así poder realizar la obturación con gutapercha².

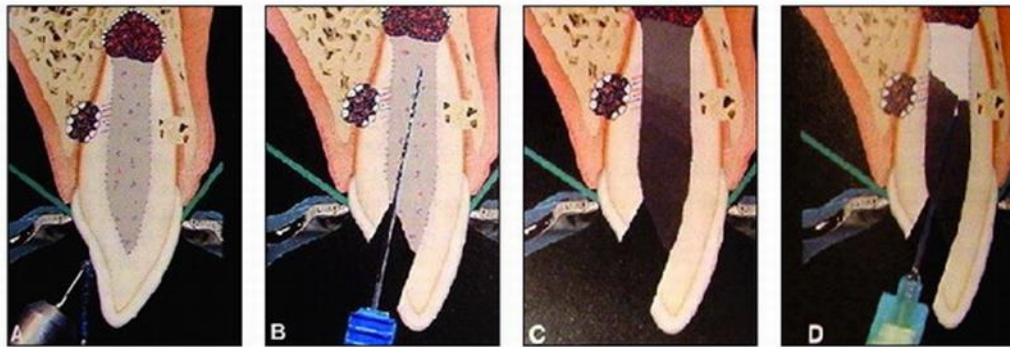


Figura 2. Técnica de Frank, A. Acceso a la cámara pulpar, B. Extirpación del tejido pulpar, Conformación del conducto y longitud de trabajo, D. Colocación del hidróxido de calcio, <https://gacetadental.com/wp-content/uploads/OLD/imagenes/ed-159-019.jpg>

TÉCNICA DE MAISTO

Se presenta como una variación en la técnica de Frank enfocándose en la agregación de otros compuestos al Ca(OH)_2 como se muestra en la Figura 3. Un polvo a base de Ca(OH)_2 puro al cual se le agregara yodoformo en cantidades

iguales y un líquido a base de agua destilada. buscando que al combinarse se obtenga una pasta de consistencia cremosa².



Figura 3. Pasta de Maisto colocada en ápice del órgano denario,
<https://www.iztacala.unam.mx/rrivas/NOTAS/Notas14Infantil/inmapelasala.html>

TÉCNICA DE LASALA

Lasala realizó cambios al procedimiento de Maisto en la parte final del tratamiento, al sobre obturado del órgano dentario con la combinación de materiales de Maisto se quitará la pasta localizada en el conducto hasta 1.5 a 2 mm del ápice.

Se lavará y se obturará con la técnica tradicional de condensación lateral con gutapercha como se muestra en la figura 4, con el fin de mejorar la condensación de la pasta.

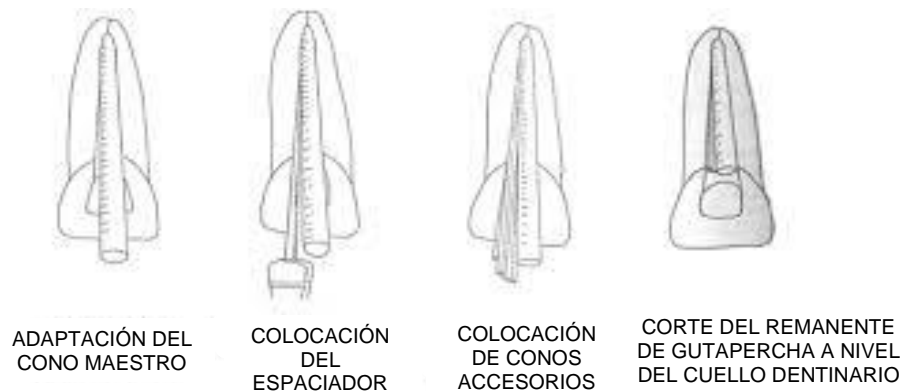


Figura 4. Condensación lateral con gutapercha

<https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcRYIQvauSbPutl86NeAVWb2qNnK1-rCIVMIOA&usqp=CAU>

CARACTERÍSTICAS FISICOQUÍMICAS DEL HIDRÓXIDO DE CALCIO.

El $\text{Ca}(\text{OH})_2$, tiene la presentación de un polvo blanco como se muestra en la Figura 5, sin olor, con un pH alcalino de 12.4 -12.8, es soluble en ambientes húmedos, aproximadamente 1.2 g/L, a una temperatura de 25°C, presenta un peso molecular de 74.08.

El $\text{Ca}(\text{OH})_2$ se crea a partir del carbonato de calcio cuando es sometido a altas temperaturas, hasta obtener la formación del óxido de calcio y al agregarse agua se convertirá en tal cual como su nombre lo dice, $\text{Ca}(\text{OH})_2$. Se recomienda su almacenamiento en un ambiente fresco y en un contenedor de vidrio con buen sellado, el $\text{Ca}(\text{OH})_2$ es un material inestable que al estar combinado con el dióxido de carbono este puede llegar a regresar a su estado inicial de carbonato de calcio^{2,3}.



Figura 5. Hidróxido de calcio para uso del cirujano dentista

<https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcTnpPJYN6AgJ6UC3yPzaigyppspWoXLCwqAsvg&usqp=CAU>

PROPIEDADES DEL $\text{Ca}(\text{OH})_2$

Al haber un aumento de pH en los tejidos dentales, los odontoblastos iniciaran un proceso reparativo que inducirán a la formación de tejido calcificado, esto además beneficiará a que se detendrá la actividad de células osteoclasticas²

Tiene actividad antibacteriana, puede limpiar los conductos hasta en un 88%, minimiza la aparición de edema y mantiene en control el exudado al inducir la cicatrización apical, por esta razón es que el $\text{Ca}(\text{OH})_2$ es un material crucial si se quiere realizar un tratamiento de apexificación⁴.



VENTAJAS DE HIDRÓXIDO DE CALCIO

No hay complicaciones en su manipulación y es de fácil aplicación, su costo es bajo.

DESVENTAJAS DEL HIDRÓXIDO DE CALCIO

- Presenta alta solubilidad con el agua
- No presenta adhesión
- No es resistente a cargas masticatorias o fuerzas.
- La presencia de agua reduce su potencial aislante²

INDICACIONES DEL HIDRÓXIDO DE CALCIO

- Recubrimientos indirectos
- Recubrimientos directos
- Pulpectomías
- Lavado de conductos
- Control de exudados debido a que elimina todos los microorganismos de los conductos radiculares infectados⁴.



CAPITULO 2

BIOCERÁMICOS

La definición de material bioactivo de acuerdo con Hench⁵ es “aquel material que provoca una respuesta biológica específica en la interfaz del material, estimulando la regeneración de tejidos vivos”, como resultado del vínculo formado entre los tejidos vivos y el material⁶.

Los biocerámicos son materiales que pueden actuar como los tejidos de un ser humano o inclusive de reabsorberse, pueden incitar la regeneración de tejidos naturales, por mencionar unos, como lo son el silicato de calcio, hidroxiapatita y fosfatos de calcio reabsorbibles; se han ido transformando, hoy en día se busca introducirlos al área odontológica a causa de sus propiedades fisicoquímicas, por ser hidrofílicos, biocompatibles y por su facultad de inducir la regeneración de hueso. Los materiales biocerámicos fueron incluidos en la endodoncia debido a sus excelentes resultados en distintos procedimientos, sus propiedades fisicoquímicas atrajeron a los investigadores y odontólogos quienes desean explotar todo este potencial⁷.

Es destacable que sean hidrofílicos; esto puede hacer posible que se coloquen en un lugar donde la humedad sea abundante, como por ejemplo la dentina, que como se sabe su composición es casi el 20% de agua⁸.

Es relevante mencionar su propiedad de biocompatibilidad a causa de su semejanza con la biología de la hidroxiapatita⁷.

Por último, por inducir una respuesta osteoinductiva intrínseca, facilitando el sellado impenetrable al componer un enlace químico con la forma del órgano dentario, además de disponer de una gran capacidad antibacteriana y excelente radiopacidad⁹.

Los materiales cerámicos biocompatibles o también conocidos como óxidos metálicos cuentan con la suficiente capacidad de sellar perforaciones, además de que cuentan con actividad antibacteriana y antimicótica que puede favorecer su uso en odontología⁹, su prefijo “bio” describe su biocompatibilidad con el cuerpo humano¹⁰.



Los materiales biocerámicos, se pueden clasificar en tres tipos:

1. Cerámica bioenergética de gran firmeza (carbono, zirconio y alúmina) ¹⁰
2. Cerámica bioactiva.
3. Cerámica reabsorbible o biodegradable¹⁰, introduciendo o sustituyendo en el tejido (fosfato tricálcico) ⁹

Los autores Kokubo y Takadama¹¹ explican que los materiales bioactivos son aquellos que inducirán la formación de apatita carbonatada posterior de ser sumergido en una solución parecida al suero, creando enlaces químicos directos con tejidos blandos o tejidos óseos, todo esto a consecuencia de la interacción de los fosfatos de calcio con el Ca(OH)_2 y los lípidos que se localizan en el área que circundan a las células, es decir fluidos tisulares¹².

Las palabras "biocerámico", "Agregado de Trióxido Mineral" y "cemento de silicato de calcio" pueden ser difíciles de comprender, debido a que no todas las propiedades se dividen entre estos materiales.

Existen diferentes composiciones entre estos cementos, cambian en el tamaño de partícula, en su agente espesante, acelerantes y otros elementos que pueden alterar las propiedades de su manejo y las reacciones de su composición que dan consecuencias como resultados en su utilidad¹³.

Los materiales clasificados como biocerámicos tuvieron su origen a partir de la confección del cemento Portland⁷.



CAPITULO 3

CEMENTOS PORTLAND

Joseph Aspdin patentó al cemento Portland (CPO), inventado en Inglaterra en el año de 1824¹⁴, es un material capaz de unir fragmentos de una o varias sustancias y dar como resultado un conjunto de nuevos compuestos que solidifican por sí mismo gracias a la agregación de agua¹⁵.

El principal uso, es en la industria de la construcción. Su presentación es a base de la molienda del cemento clinker en un polvo fino y la composición es de 65% de óxido de calcio, 20% de sílice, 10% de alúmina y óxido férrico y 5% de otros componentes.

El cemento Portland se produce a base del clinker al que se le añade yeso u otro sulfato cálcico y triturándolos hasta obtener un polvo fino, para finalizar se le aplica calor¹⁶.

Para retardar el tiempo de endurecimiento del clinker, los fabricantes del cemento agregan yeso conocido como anhidro o anhidrita, de no ser así el cemento fragua de manera inmediata, a esto se le conoce como “flash set”¹⁷.

La actividad industrial es importante ya que para poder fabricar el cemento se deben llevar a cabo tres fases en donde se procesan los minerales, estas son:

- recolección de materias primas
- trituración y suministro de calor de las materias primas
- trituración del cemento

No se deben aportar o producir óxidos de hierro o manganeso, el clinker blanco se debe someter a altas temperaturas a base de gas o combustible para evitar que se forme el Óxido de hierro (Fe_2O_3) de no ser así se tendrá como resultado un cemento gris y no un blanco¹⁶.

CLINKER

Es el principal componente del cemento Portland obtenido de materias primas siendo sometidas a altas temperaturas conocido también como “fusión



parcial de materias primas”, este se da gracias a la calcinación de arcilla y caliza^{18,19}, compuesto a base de óxido de calcio, bismuto, magnesio, dióxido de silicio, solo por mencionar algunos, forman el “clinker”, su composición es principalmente silicato tricálcico, silicato dicálcico y aluminato tricálcico, en el caso de GMTA existe una pequeña cantidad de aluminio ferrita tetracálcico¹⁹.

Tabla 1. Resultados de microanálisis de sonda electrónica de WMTA y GMTA. (Asgay S.J. Endo 2005)

| Cemento | WMTA | | GMTA | |
|------------------------------------|-------|-------|-------|-------|
| | Wt% | Error | Wt% | Error |
| CaO | 44.23 | 3.28 | 40.45 | 2.83 |
| SiO ₂ | 21.2 | 1.6 | 17 | 1.61 |
| Bi ₂ O ₂ | 16.13 | 4.91 | 15.9 | 1.98 |
| Al ₂ O ₂ | 1.92 | 0.18 | 4.26 | 0.97 |
| MgO | 1.35 | 0.13 | 3.1 | 0.4 |
| SO ₃ | 0.53 | 0.13 | 0.51 | 0.14 |
| Cl | 0.43 | 0.13 | 0.43 | 0.05 |
| FeO | 0.4 | 0.17 | 4.39 | 0.78 |
| P ₂ O ₅ | 0.21 | 0.1 | 0.18 | 0.09 |
| TiO ₂ | 0.11 | 0.09 | 0.06 | 0.1 |
| H ₂ O + CO ₂ | 14.19 | | 13.72 | |
| Total | 100 | | 100 | |

CAPITULO 4

AGREGADO TRIÓXIDO MINERAL (MTA)

Considerado como el biocerámico original con más logros en endodoncia⁹, está compuesto principalmente de partículas finas hidrofílicas que se solidifican en presencia de agua, en su presentación incluye polvo y líquido como se muestra en la figura 6. Esta adición de humedad da como consecuencia un gel coloidal de consistencia rígida²⁰. El Agregado de Trióxido Mineral (MTA) originalmente era de color gris (GMTA) y se introdujo al mercado con el nombre ProRoot® MTA® (Dentsply, Tulsa Dental Products, Tulsa, OK) como se muestra en la figura 7, luego fue notorio un cambio de coloración en tejidos blandos, así que fue comercializado un MTA de color blanco (WMTA) que se distribuyó en el año 2002. Por tanto, el GMTA y WMTA se diferenciaban en las concentraciones de los óxidos de hierro²¹.

Su principal diferencia es que el WMTA contiene 54,9% menos de óxido de aluminio, 56,5% menos de óxido de magnesio y 90,8% menos óxido de hierro comparándolo con el GMTA, por lo tanto, se llegó a la conclusión que al minimizar el óxido de hierro se puede disminuir el cambio de coloración del cemento²². Cabe mencionar que, en 2017 Raghavendra explicó que el MTA blanco tenía un tamaño de partícula más pequeño que MTA gris⁷.



Figura 6. Agregado de trióxido Mineral (MTA)

https://1.bp.blogspot.com/-qg-tyHbo5o/X06FJrTsSJI/AAAAAAAAArA/MpuldzbzplA4Kj2vY4Rg4Av_ojsZXFR3wCLcBGAsYHQ/s1000/mta.jpg

Además, el MTA varía en sus componentes, los más destacables son el silicio, calcio y bismuto. Camilleri²³ explicó que los componentes de WMTA ProRoot® son el trióxido de bismuto y silicato tricálcico, asimismo el GMTA ProRoot®, contiene silicato dicálcico además de los dos componentes anteriores.

Kao Chia-Tze²⁴ estudió la composición de Difracción de Rayos X (DRX) ProRoot® blanco y explicó que contiene trióxido de bismuto, silicato tricálcico, silicato dicálcico y aluminato tricálcico.

BelíoReyes¹⁹ identificó sulfato de calcio. Gandolfi²⁵ en la actualidad estudia la posibilidad de un cemento MTA, donde se agreguen diferentes tipos de polímeros como TEGDMA, HEMA, ácido poliacrílico y camforquinona para dar resultado a un cemento fotocurable.

Existen algunas condiciones que afectan las características del MTA como lo son las proporciones de polvo-liquido, la presencia de humedad, largos periodos de almacenamiento y la temperatura²⁶.

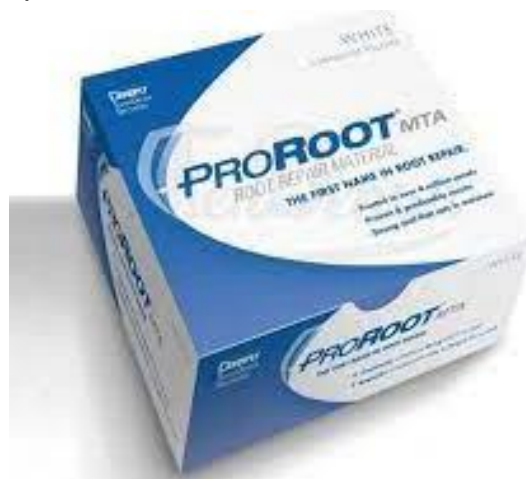


Figura 7. Agregado de Trióxido Mineral (ProRoot® MTA)

https://1.bp.blogspot.com/-qg-tyHbo5o/X06FJrTsSJI/AAAAAAAAArA/MpuldzbzplA4Kj2vY4Rg4Av_ojsZXFR3wCLcBGAsYHQ/s1000/mta.jpg



MANIPULACIÓN

Se incorpora 1 gramo de polvo con suero fisiológico o agua estéril idealmente 3 medidas de polvo por una medida de agua (3:1), se mezcla sobre una loseta con una espátula y se empezara a hidratar el material tomando una consistencia de migajón un poco seca.²

VENTAJAS

- Manipulación sencilla
- Es un material radiopaco
- Es de fácil remoción en caso de retirar excesos antes de su fraguado
- Buena respuesta en los tejidos
- Promueve la inducción de dentina de reparación
- No es mutagénico²⁷

DESVENTAJAS

- Pigmentación de tejido a causa del hierro y el magnesio en el caso del MTA gris
- Presencia de arsénico considerado como un elemento tóxico
- Se requiere practica para su aplicación por parte del estomatólogo
- Alto costo
- Dificultad de remoción una vez fraguado²⁷
- La desventaja por destacar del MTA es su largo tiempo de fraguado y su alta solubilidad en su etapa temprana que podría resultar en una microfiltración, dando como resultado un fracaso en el tratamiento²⁸

INDICACIONES

Los estomatólogos lo usan para resolver perforaciones además de realizar recubrimientos pulpare directos, pulpotomías parciales o totales como se muestra

en la figura 8, a causa de que estaba dando resultados muy buenos a la hora de sellar los órganos dentarios, es biocompatible, además de presentar propiedades antibacterianas y excelentes propiedades químicas y físicas²⁹.



Figura 8. Aplicaciones clínicas del MTA

<https://www.facebook.com/AcademiaMexicanaDeEndodoncia.AMEAC/photos/estas-son-algunas-de-las-aplicaciones-del-mtael-mta-mineral-de-tri%C3%B3xido-agregado/5693473804059607/>

APEXIFICACIÓN CON MTA

Para llevar a cabo una técnica de apexificación sustituyendo el Ca(OH)_2 por el MTA, básicamente se aplican las mismas técnicas de preparación e irrigación descritas anteriormente³⁰.

Retomando que el MTA está compuesto a base de bismuto, se dio a conocer que durante el proceso de hidratación se ve afectada la precipitación del Ca(OH)_2 ya que este es soluble si el ambiente tiene un pH ácido, debido a esto autores como Camilleri³¹ describen que colocar MTA en un ambiente con pH ácido, que es común en tejidos inflamados, puede dar como resultado la liberación de óxido de bismuto minimizando las propiedades físicas y químicas de este cemento ya que el óxido de bismuto no permite una correcta proliferación celular.



Es recomendable colocar medicación intraconducto con $\text{Ca}(\text{OH})_2$ mínimo durante 7 días para lograr pasar de un pH ácido a uno alcalino y así disminuir la inflamación de los tejidos periapicales y favorecer un sellado óptimo y completo³⁰

Si el órgano dentario se encuentra sin signos y síntomas de presentar una infección, se puede comenzar el tratamiento con un correcto aislamiento absoluto y retirando la medicación previamente colocada por medio de microbrushes o por ultrasonido.

Posterior a esto se seca con ayuda de los conos de papel identificados previamente con la longitud de trabajo definitiva que se obtuvo a partir de auxiliares de diagnóstico como radiografías o localizadores de ápice y una vez teniendo esta medida se puede comenzar el tratamiento con MTA³⁰.

Se inicia la preparación incorporando el polvo con agua estéril bajo la proporción 3:1³², para colocarlo dentro del conducto radicular existen diversos aplicadores en el mercado, también se puede introducir con ayuda del porta amalgama y se tiene que ir compactando en sentido apical con ayuda de los condensadores, recordando mantener de 1 a 3 mm previos a la longitud de trabajo definitiva³⁰.

De acuerdo con Valois³³ se busca crear un cierre o barrera apical de MTA que tenga de espesor de 4 a 5 mm ya que él considera que ese es el ancho óptimo para posteriormente con ayuda de radiografías cerciorarse de la aplicación correcta del MTA³⁰.

Autores como Hachmeister³⁴ afirman que el mínimo de ancho de la barrera es 4mm ya que esta presenta más resistencia al desplazamiento y microdureza en comparación con una barrera de 1 o 2 mm de espesor.

Una vez colocado el MTA debemos retirar los excesos de las paredes del conducto radicular, se proponen microbrush o puntas de papel húmedas, al finalizar se debe colocar una torunda de algodón humedecida en el interior del conducto para así asegurarnos de un correcto fraguado, pero esta no debe tocar el MTA ya que se pueden quedar adheridas las fibras³⁰, se puede dejar de 20 a 30 min o se puede retirar en la siguiente cita, siempre y cuando se deje una obturación temporal³⁵.

A la siguiente cita, previamente con aislamiento absoluto, con ayuda de una lima tipo K comprobamos el cierre apical con MTA, si se llega a presentar un cemento que no está completamente fraguado, se retirará el tapón y se tendrá que rehacer el tratamiento como se muestra en la figura 9³⁰. Para la obturación del conducto el material de elección es la gutapercha ya sea con técnica de condensación o se puede usar gutapercha termoplastizada³⁵ para que se pueda concluir el tratamiento con la rehabilitación del órgano dentario³⁰, se sugiere colocar una corona para mantener al diente lejos de las fracturas ya que se ha reportado un gran índice de tratamientos fallidos en órganos dentarios debido a que no se tomaron las precauciones y que no se reforzó la porción coronal³⁶.

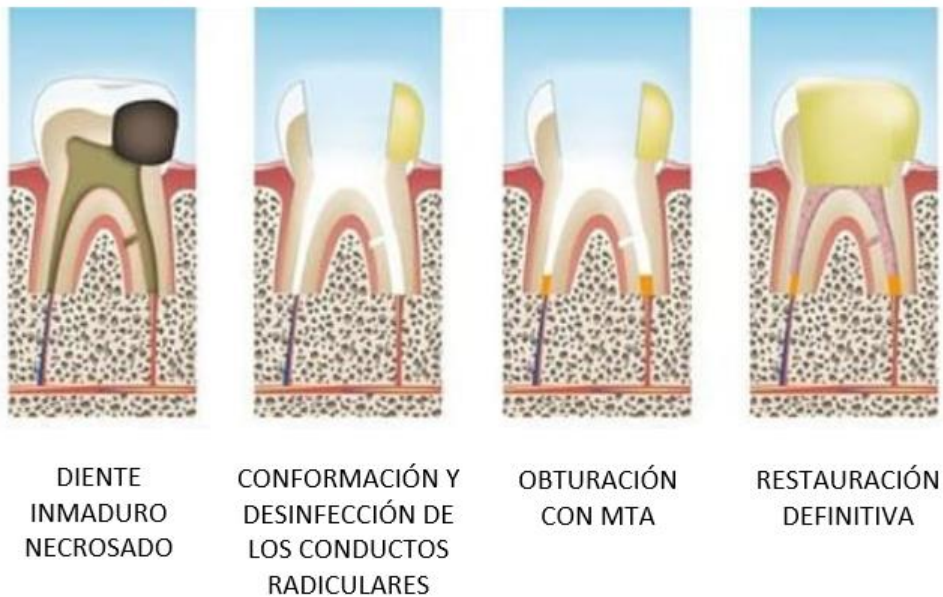


Figura 9. Aplicación de MTA en órgano dentario inmaduro

<https://www.instagram.com/p/Cm9ffoQLi7d/?igshid=YmMyMTA2M2Y=>



PROPIEDADES QUÍMICAS Y FÍSICAS

pH

El MTA es un polvillo fino que se solidifica en presencia de agua. Esta agregación de agua da como consecuencia un gel coloidal con un pH de 12.5 que se convierte en una estructura rígida²⁰.

Al suministrar el agua, las fases cristalinas del clinker (es decir, los silicatos de calcio y los aluminatos de calcio) forman Silicato Cálcico Hidratado (CSH) e Ca(OH)_2 dando lugar a un entorno alcalino con un pH de 12³⁷.

Esta equilibración de pH incita un área necrótica en el ambiente donde se situó el MTA accediendo a que las células de regeneración se incorporen al entorno e influyan en la aparición de nuevo tejido³⁸.

SOLUBILIDAD

Es una condición que tiene un elemento de deshacerse en otro; el MTA no tiene la capacidad de disolverse en agua¹⁵. La relación polvo-agua puede tener dominio sobre la cantidad de solubilidad del MTA. Como lo dijo Fridland³⁹ “el grado de solubilidad aumenta con la cantidad de agua usada en la preparación del MTA”. Rosado junto con Fridland^{39,40} han analizado la porosidad del MTA, buscando una medida ideal de polvo-agua.

Existe una norma que explica que los cementos para obturaciones retrogradadas no deben sobrepasar el 3% de solubilidad. (Norma ISO 6876, London, 2011) ⁴¹.

RADIOPACIDAD

El óxido de bismuto es el encargado de darle a los cementos dentales la característica de ser radiopacos⁴². Por otra parte, el área más frecuente donde se pone este cemento es en el ápice del órgano dentario, el principal tejido que se



identifica es la dentina, y teniendo en cuenta que el área apical tiene un diámetro de 1-1.5 mm, se puede considerar usar un cemento de una radiopacidad de mínimo 2.5 mm Al.

La norma ISO 6876 para el relleno de raíces dicta que estos cementos deben contener mínimo 3 mm Al. Se ha encontrado que la radiopacidad del cemento MTA blanco es de 6.45 y 6.53 mm Al⁴², a la vez Porter descubrió 8.5 mm Al⁴³. Los resultados obtenidos se han cuantificado de variadas formas siendo las más destacadas la densitometría⁴² y el análisis de imágenes digitalizadas⁴⁴. Como otra opción se ha propuesto al ZrO₂ (óxido de circonio) para proporcionar las características mecánicas o también como elemento radiopaco de los cementos de uso odontológico⁴⁵.

VIABILIDAD CELULAR

En las últimas dos décadas se han estudiado las propiedades de biocompatibilidad de los cementos MTA ya que su uso más frecuente es en tratamientos con pulpas vitales²⁹. Las células madre de la pulpa dental (DPSC) son cruciales en el transcurso de sanación del tejido ya que las células cambian de un tipo celular a otro, en este caso a odontoblastos. Las DPSC son clonogénicas es decir son células capaces de generar una réplica exacta de otra célula, a esto se le conoce como capacidad de autorrenovación y diferenciación multifacética.

Las DPSC actúan sobre los traumas dentales al diferenciarse y adherirse a células iguales a los odontoblastos para compensar los odontoblastos dañados dando como consecuencia la formación de dentina terciaria, lo que conlleva a la formación de puentes de dentina. Por consiguiente, estos cementos deben ser biocompatibles con las células de la pulpa dental⁴⁶.



RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN.

Se ha estudiado la resistencia a la compresión del MTA comparándolo con la amalgama y cementos a base de óxido de Zinc y Eugenol, el MTA obtuvo valores de 40 MPa, mientras tanto la amalgama oscila entre los 310 y 312.5 MPa⁴⁷.

ESTABILIDAD DIMENSIONAL

Cuando hablamos de un cemento hablamos de una masilla que pueda fraguar y volverse solida así que se espera un mínimo o un nulo cambio en sus valores de estabilidad dimensional que de acuerdo con la norma ISO 6876⁴¹ no se pueden sobrepasar los límites como lo es el 0.1% de expansión y 1.0% de contracción ⁴⁸.

TIEMPO DE FRAGUADO

Al principio el cemento MTA tardaba 4 horas en fraguar, actualmente los estudios reportan tiempos de entre 50 y 160 min⁴⁹. Se han propuesto aceleradores como el cloruro de calcio para disminuir el tiempo de fraguado, pero, esto da como consecuencia una reducción de unas cuantas propiedades mecánicas⁵⁰.

OTRAS PRESENTACIONES DEL MTA (MTA REPAIR HP®)

En el año 2016, salió al mercado internacional un nuevo MTA llamado MTA Repair HP® (Angelus® Industria de Productos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil) como se muestra en la figura 10, con el objetivo de ser un cemento obturador bajo las propiedades de un biocerámico con gran plasticidad, ofreciendo las mismas propiedades físico-del MTA tradicional y a la vez agregando que este sea de mejor inserción gracias a que ofrece un mejor manejo por parte del profesional estomatólogo.



Figura 10. presentación de MTA Repair HP® compuesto por su capsula y líquido, <https://www.dentalcost.es/cementos/716-mta-repair-hp-cemento-reparador-bioceramico-2-aplicaciones.html>

En sus resultados es notorio que hubo más cantidad de células adheridas a las pruebas hechas con biodentin que en las muestras de NeoMTA y MTA Repair HP®, desp 72 horas de haber realizado el cultivo celular.

En cuanto a las variaciones de su composición, logró demostrar que el Biodentine, MTA Repair HP® y NeoMTA Plus tenían grados iguales de carbono, calcio y oxígeno, encontrando además otros compuestos como silicio en biodentin en grado menor y aluminio en el caso del MTA Repair HP® y el NeoMTA era mínimo junto con el silicio.

Explicó que la presencia de estroncio, aluminio y azufre podría estar relacionado con el daño a las células de la pulpa dental de NeoMTA Plus y MTA Repair HP® y en comparación con Biodentin estos compuestos están ausentes lo que podría explicar sus mejores resultados de biocompatibilidad, para concluir dijo que el calcio es indispensable para que exista una adhesión de células fibroblásticas⁵¹.



MECANISMOS DE HIDRATACIÓN

Al añadir agua a los silicatos de calcio se obtiene como resultado la formación de $\text{Ca}(\text{OH})_2$ denominados Portlandita. Este compuesto que también es silicato posee menor grado de cristalinidad, y es considerado como un gel duro¹⁵.

Los silicatos de calcio hidratados formados de los silicatos dicálcico y tricálcico (C3S y C2S) reciben el nombre de tobermorita y gel de tobermorita. El aluminato tricálcico al mezclarse con el sulfato de calcio da como resultado sulfato-aluminato de calcio hidratado, mejor llamado como etringita. Una vez que todos los iones de sulfato se hayan terminado, se forma por completo esta nueva estructura.

Por lo que, el aluminato sigue teniendo reacción hasta que se hace el cambio de etringita a monosulfato⁵².

La etringita se posiciona por encima de la superficie de aluminato y se minimiza la reacción de ésta; al final cuando empieza la formación del monosulfato, se obtiene una reacción rápida de dureza, guiada por el aumento de los nuevos productos de hidratación⁵².

MTA VS PORTLAND

Diversos investigadores, con el fin de proponer como sustituto al cemento Portland por el MTA, le han adicionado compuestos entre los que oscilan materiales radiopacificadores, aceleradores y sustancias antimicrobianas sin que estos cambien sus propiedades biológicas y fisicoquímicas⁵³.

Para potencializar las propiedades antimicrobianas se ha considerado la agregación de componentes antimicrobianos como monómeros de amonio cuaternario, Aloe Vera, nanopartículas de óxido de zirconio y óxido de niobium, nanopartículas de plata entre otros.

Existe una explicación para la actividad antimicrobiana de cemento Portland, cuando es expuesto al agua, forma $\text{Ca}(\text{OH})_2$, el cual aumenta el pH.



Han estudiado al cemento Portland y los resultados demostraron que este cemento presenta actividad antibacteriana y antifúngica frente a *Enterococcus faecalis* y *Candida albicans*⁵⁴.

En el año 2007 Guerreiro Tanomaru ⁵⁵ realizó un estudio donde evaluaba la actividad antimicrobiana del CP añadiéndole diferentes materiales radiopacificadores entre ellos el óxido de bismuto, realizando una prueba de difusión en agar empleo las siguientes cepas *Micrococcus luteus*, *Streptococcus mutans*, *Enterococcus faecalis*, *Pseudomonas aeruginosa* y *Candida albicans*, pasando las 24 horas el realizó una medida en el halo de inhibición y en su conclusión dijo que todas las especies antimicrobianas fueron inhibidas por el CP evaluado.



ANTECEDENTES ESPECÍFICOS

Torabinejad *et al.*⁴⁷ en el 1995 reportó que el MTA ha sido catalogado como un material bioactivo, estructurador de tejido duro. Presenta propiedades de regeneración de tejido duro en tratamientos de recubrimiento pulpar, pulpotomía, tratamiento de perforaciones de furca, raíz y apexogénesis. Cuenta con un pH inicial de 10.2 que alcanza 12.5 a las tres horas después de su aplicación.

Estrela *et al.*⁵⁶, en el 2000 realizó el primer comparativo del cemento Portland y el MTA basándose en sus elementos químicos gracias al análisis de fluorescencia de rayos X, llegando a la conclusión que el cemento Portland contiene los mismos elementos químicos del MTA menos el óxido de bismuto, no tuvo diferencias significativas entre ambos cementos. A partir esa confirmación los estudios posteriores se enfocaron en colocar a este último como material de reemplazo.

Fridland *et al.*⁴⁰ en el 2005 reportó que el MTA es muy similar al cemento Portland, principalmente por una matriz que no puede ser disuelta de sílice que mantiene su estructura aún en contacto con la humedad. Por esta causa los operadores no deben preocuparse por una solubilización del MTA. Aunque se está consciente que sus propiedades fisicoquímicas ofrecen algunos inconvenientes de acuerdo con la aplicación que se requiera.

Coomaraswamy *et al.*⁵⁷, (2007) explicó que el óxido de bismuto ha sido el radiopacificante de elección, pero este elemento disminuye la fuerza compresiva, aumenta la microfiltración y afecta la biocompatibilidad del Pro-Root MTA. Así mismo, el óxido de bismuto reduce el tiempo de endurecimiento del cemento Portland.

Camilleri *et al.*⁵⁸ (2008) evaluó la actividad química del cemento Portland y otros dos tipos de cementos con una composición química similar a la del MTA, utilizó el análisis elemental usando energía dispersiva con rayos X en el microscopio



electrónico de barrido y por análisis de difracción de rayos X llegando a la conclusión que los tres cementos estaban compuestos de silicato tricálcico como componente principal y el pH de todos los cementos evaluados fue básico.

Bodrumlu *et al.*⁵⁹, (2008) explicó que para lograr una terapia endodóntica satisfactoria se deben cumplir los siguientes requisitos: “biocompatibilidad con tejidos normales, alta capacidad de sellado, capacidad deseable de regeneración del tejido periapical, inhibición efectiva de microorganismos patógenos, radiopacidad suficiente para distinguir el material de tejido circundante y excelentes propiedades de trabajabilidad y manejo”. El Agregado de Trióxido Mineral (MTA) (Dentsply, Tulsa, OK) muestra ventajas específicamente hablando de biocompatibilidad y capacidad de osteoinducción.

Asgary *et al.*⁶⁰, (2009) encontró que los principales componentes del MTA y el cemento Portland son iguales, a excepción del bismuto; estos fueron estudiados y analizados por microscopía electrónica de barrido y análisis de energía dispersiva de rayos X, pero la diferencia que encontraron fue la alta concentración de Hierro, tanto en el MTA gris como en el cemento Portland en comparación con el cemento MTA blanco.

Flores Ledesma *et al.*⁶¹, (2016) analizó y comparó por medio de Emisión de Rayos X inducido por partículas (PIXE), Calorimetría diferencial de barrido (DSC), termogravimetría (TGA) y difracción de Rayos X (DRX) la composición química del Cemento MTA Angelus® y un cemento Portland Blanco (CPB-CA) donde los resultados de PIXE indicaron que los componentes en mayor cantidad para los cementos fueron el aluminio, silicio y calcio, mostrando una desigualdad en los porcentajes de azufre, a la vez el bismuto solo fue identificable en el MTA Angelus®. Los elementos traza fueron el cobre y estroncio en el MTA Angelus® y zirconio en el CPB-CA. Por otra parte, el estudio de las fases de MTA-A y CPB-CA revelan que están compuestos por tres fases iguales, silicato dicálcico, silicato tricálcico y aluminato de tricálcico, la fase bismita solo fue detectada en el MTA-A y por el



contrario en el CPB-CA fue detectado el sulfato de calcio en forma de sulfato de calcio hemihidratado, por lo que el porcentaje de Hierro detectado fue mínimo a causa de que los cementos son blancos, por lo tanto la fase ferrita no se lleva a cabo como en los cementos grises.

Nurdin *et al.*⁶² (2019) realizó un estudio donde evaluó los elementos químicos del cemento Portland blanco fabricado en Indonesia en comparación con el MTA. Las muestras y el control se evaluaron mediante espectrometría de fluorescencia de rayos X (XRF) para identificar las composiciones y concentraciones químicas llegando a la conclusión que la muestra tenía al menos 8 minerales similares como: azufre, potasio, calcio, hierro, silicio, aluminio, titanio y circonio. De la misma manera dijo que “el cemento Portland blanco tiene casi un 100 % más de calcio que el MTA” y la vez dio a conocer que los porcentajes de aluminio y circonio en MTA son altos en comparación con el cemento Portland blanco, llegando a la conclusión que la igualdad de la composición química del cemento Portland blanco indonesio y el MTA puede indicar una misma reacción cuando son aplicados para el recubrimiento de pulpa, por lo tanto, el cemento Portland blanco indonesio es posible usarse como sustitución del MTA.

Mohammad *et al.*⁶³ (2019) comparó al MTA y el cemento Portland para sellar perforaciones de furca en molares primarios extraídos usando el modelo de fuga de extracción de colorante, los órganos dentarios se disuelven en ácidos que dispersan todo el colorante excedente, al final se mide con un espectrofotómetro. Basado en esto justificó que el método de extracción de tinte es procedimiento confiable. Asimismo, explicó que la compatibilidad de los materiales colorantes y los materiales probados puede afectar nocivamente los resultados de microfiltración, por lo tanto, utilizó la solución básica de fucsina para su estudio. No se observaron diferencias significativas entre los valores de captación del tinte entre MTA y el cemento Portland, destacó que el CP proporciona un sellado excelente para las perforaciones furcales de los órganos dentarios primarios y puede considerarse



como una posibilidad más económica que el MTA ya que mejora el pronóstico de los dientes perforados que de no haber otro modo, serían extraídos.



PLANTEAMIENTO DE PROBLEMA

El MTA ofrece excelentes propiedades físico químicas principalmente para tratamientos endodónticos y una problemática a destacar es que no se encuentra al alcance de todos los operadores dentales y pacientes debido a su alto costo, actualmente el gramo MTA oscila entre los \$1500 y \$1700 pesos mexicanos y se piensa en la posibilidad de ayudar a la economía de los pacientes y estomatólogos con un cemento biocompatible que ayude a aumentar el número de tratamientos donde se pueda emplear el uso de cementos bioactivos dando a conocer que la extracción del órgano dentario no es la única opción de un tratamiento económico si no que puede llegar a existir otro tratamiento al alcance de todos gracias a que México es uno de los principales productores de Cemento Portland, siempre y cuando garantice no tener efectos citotóxicos para el cuerpo humano basándose en la relación que existe entre el cemento Portland con el MTA donde siga demostrando que sus componentes son significativamente iguales y que a la vez ofrece los mismos beneficios que el MTA.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿El MTA experimental y MTA comercial presentaran las mismas propiedades físico-químicas y biológicas?



JUSTIFICACIÓN

El MTA siendo el cemento de primera elección para tratamientos de obturación retrograda, perforaciones en furca y raíz o recubrimientos pulpaes, ofrece una excelente calidad destacando su capacidad de sellado al fraguar en un medio donde está presente la humedad, es un cemento insoluble, teniendo una buena resistencia a la compresión ante las fuerzas de masticación, garantizando porcentajes bajos de microfiltraciones y a la vez ofreciendo actividad antimicrobiana gracias a su pH alcalino, así mismo existe esa misma calidad en el cemento Portland ante las propiedades antes mencionadas, dando resultados de gran similitud comparándolo con el MTA, analizando esta igualdad se piensa en la posibilidad de ofrecer una alternativa más económica preservando las mismas propiedades físico-químicas y biológicas para obtener tratamientos endodónticos con altos porcentajes de éxito y al alcance de la mayoría de pacientes y estomatólogos.



HIPÓTESIS

- H0. El MTA experimental y MTA comercial presentan las mismas propiedades físico-químicas y biológicas
- Ha. El MTA experimental y MTA comercial no presentan las mismas propiedades físico-químicas y biológicas

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

1. Comparar las propiedades fisicoquímicas y biológicas de un MTA experimental y un MTA comercial

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Medir el pH de un MTA experimental y un MTA comercial en un periodo de 24 horas
- Comparar la solubilidad de un MTA experimental y un MTA comercial en un periodo de 24 horas
- Evaluar la radiopacidad de un MTA experimental y un MTA comercial en un periodo de 24 horas
- Comparar la viabilidad celular de un MTA experimental y un MTA comercial en un periodo de 24 horas
- Medir la estabilidad dimensional y resistencia a la compresión de un MTA experimental y un MTA comercial en un periodo de 24 horas.



MATERIALES Y METODOS

DISEÑO

Experimental

TAMAÑO DE MUESTRA

El tamaño de la muestra se calculó de acuerdo con el método de Tang usando el estadístico F; con base a un estudio previo, donde se tomó la media, la desviación estándar y el número de repeticiones para trabajar con una potencia del 80%, con un intervalo de confianza del 95%. Se obtiene un tamaño de muestra de $n=10$ para cada prueba por cemento



CRITERIOS DE SELECCION

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Cemento MTA Viarden® color blanco cuyo periodo de uso sea vigente
- Cemento MTA experimental cuyo periodo de uso sea vigente

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Cementos MTA que sean de color gris
- Cementos MTA Viarden® cuyo periodo de uso sea caduco
- Cementos MTA cuya marca no sea Viarden®

CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

- Muestras que durante el trabajo experimental se fracturen o que tengan la presencia de burbujas.

RECURSOS MATERIALES

- Moldes para elaboración de muestras 10 mm de diámetro y profundidad variable
- Losetas de vidrio estériles
- Espátulas de plástico para cemento
- Bandas de polietileno
- Micrómetro digital.
- Gel de silica
- Desecador
- Agua desionizada
- Cemento MTA Viarden
- Cemento Portland Blanco
- Trióxido de bismuto
- DMEM (Medio Eagle Modificado de Dulbecco)
- SFB (Suero Fetal Bovino)
- DMSO (Dimetilsulfóxido)
- Balanza analítica
- Micropipeta

CONSIDERACIONES ÉTICAS Y BIOÉTICAS

En este proyecto se utilizaron exclusivamente materiales de uso odontológico y el proceso experimental se desarrolló en un laboratorio, no se realizaron intervenciones en humanos; se tomó en cuenta el Reglamento de la Ley General de



Salud en Materia de investigación para la salud; artículo 17, considerado este proyecto como una investigación sin riesgo; además se tomó en cuenta la NORMA Oficial Mexicana NOM-013-SSA2-2015, para la prevención y control de enfermedades bucales en el artículo 8 de medidas básicas para prevención de riesgos.

CONSIDERACIONES DE BIOSEGURIDAD

Se siguieron las medidas de bioseguridad necesarias para el correcto desarrollo del proyecto; se mantuvo el área de trabajo limpia y despejada, se usó bata dentro del laboratorio, durante la preparación de las muestras se usaron guantes, cubrebocas y lentes de protección para minimizar los riesgos.



VARIABLES

Tabla 2. Variables

| Variable | Definición conceptual | Definición operacional | Tipo de variable | Unidad de medida |
|---------------------------------|--|--|-----------------------|---|
| Variables independientes | | | | |
| Cemento MTA | Polvo color blanco desarrollado para endodoncia indicado para recubrimientos pulpares directos | Se emplearon dos cementos MTA. Un cemento comercial y un cemento experimental | Cualitativa nominal | -Cemento experimental -Cemento comercial |
| Variables dependientes | | | | |
| pH | Es una medida de acidez o alcalinidad de una solución | Se agregó agua desionizada a las muestras y se mantendrán en resguardo durante 24 horas a una temperatura constante de 37 °C. Se evaluó el pH del líquido antes y después de 24 h. | Cuantitativa de razón | 0-14 |
| Solubilidad | Es una condición que tiene un elemento de deshacerse en otro | Se calculó el porcentaje de solubilidad con base en una diferencia de peso entre el peso inicial y a las 24h. | Cuantitativa de razón | % |
| Radiopacidad | Es una propiedad de los materiales dentales, que permite su identificación en el examen radiográfico | La muestra y la radiografía se situarán junto con una gradilla de aluminio del 99.5% de pureza para obtener la radiopacidad equivalente a 1 mm Al. | Cuantitativa de razón | mm Al |
| Viabilidad celular | Cantidad de células sanas en una población. | El conteo de células se hará los días 0 y 1 (24 horas) | Cuantitativa de razón | Conteo celular |



| | | | | |
|------------------------------------|--|--|-----------------------|-----|
| Resistencia a la compresión | Capacidad de soportar una carga por unidad de área | Las muestras cilíndricas se sumergieron durante 24 horas en agua bidestilada y posterior se evaluaron bajo carga compresiva en una maquina universal de pruebas. | Cuantitativa de razón | Mpa |
| Estabilidad dimensional | Capacidad de un material para mantener su tamaño | Las muestras cilíndricas se midieron de extremo a extremo con un micrómetro, se sumergieron 24 horas en agua bidestilada y se midieron nuevamente al paso de 24 horas. | Cuantitativa de razón | % |

CONCORDANCIA Y FIABILIDAD

El alumno investigador fue capacitado en la metodología de radiopacidad, pH, solubilidad, resistencia a la compresión y estabilidad dimensional de materiales dentales con base en la norma ISO 6876. Se asesoró en interpretación de los resultados por los investigadores participantes en el proyecto.

UBICACIÓN ESPACIO-TEMPORAL

Las pruebas de viabilidad celular fueron realizadas en el laboratorio de biología periodontal y tejidos mineralizados de la división de estudios de posgrado e investigación de la facultad de odontología UNAM. Las pruebas de radiopacidad, pH, solubilidad, resistencia a la compresión y estabilidad dimensional se realizaron en la Facultad de Estomatología BUAP, laboratorio de materiales dentales. Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México

PROCEDIMIENTOS

PREPARACIÓN DE LOS CEMENTOS

Para el presente estudio se utilizó MTA Viarden® y un cemento Portland blanco (Cruz Azul, México, Lote 033442) al cual se le agregó 20% de Trióxido de bismuto como se muestra en la figura 11 ⁶¹.



Figura 11. Preparación de cementos

1. Balanza analítica
2. Trióxido de bismuto y cemento Portland
3. Agregado de Trióxido Mineral
4. Acetona pura
5. Agregación de acetona pura al cemento
6. Mezclado en mortero.

Para la preparación de las pastillas se confeccionaron unos moldes de acero inoxidable a los cuales se les adaptó una base de acrílico con el fin de obtener las pastillas para el presente estudio como se muestra en la figura 12.

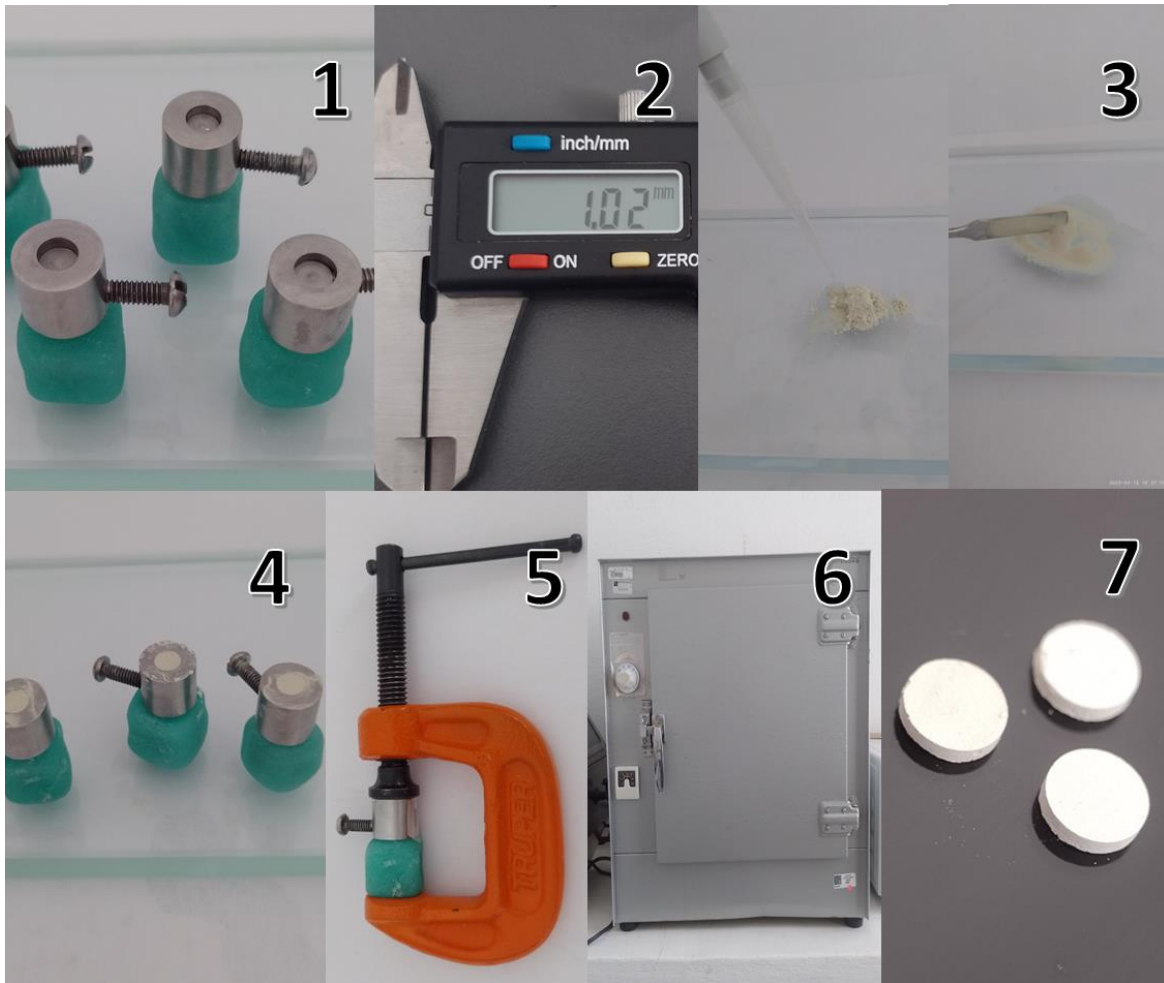


Figura 12. Preparación de pastillas

1. Fabricación de bases para los moldes
2. Medición de altura de la pastilla con micrómetro
3. Medición de agua destilada con pipeta y preparación del cemento
4. Llenado de los moldes con el cemento
5. Colocación de los moldes dentro de prensa
6. Colocación de los moldes en el horno
7. Obtención de pastillas

pH

Se realizaron pastillas de cada cemento, de acuerdo con la relación polvo-líquido previamente mencionada con un diámetro de 10 ± 1 mm y altura de 1.5 ± 0.1 mm, se hizo una presión con prensas en C y posterior a esto la muestra fue llevada a un horno a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y 90% HR por 1 hora para dejar que fragüen. Pasado este tiempo, las pastillas fueron colocadas en contenedores de vidrio con 10ml de solución libre de iones sueltos mediante cargas positivas y negativas es decir agua

desionizada y se mantuvieron en resguardo durante 24 horas a una temperatura constante de 37 °C. Se evaluó el pH del líquido antes y después de 24 horas (figura 13).

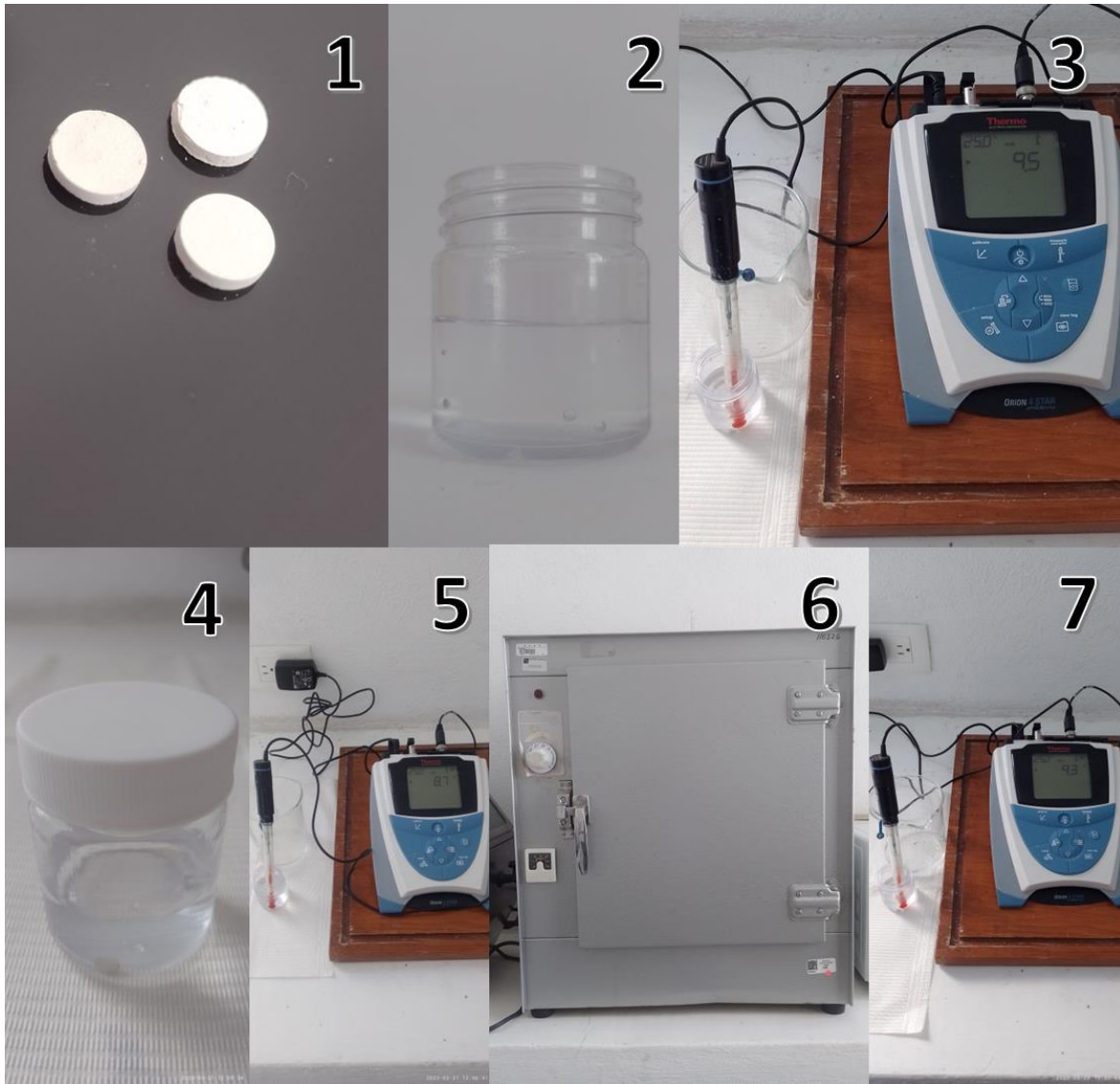


Figura 13. Metodología de pH

1. Pastillas
2. Frasco con agua destilada
3. Potenciómetro
4. Pastilla dentro del frasco con agua destilada
5. Medición de pH
6. Resguardo de la muestra en horno
7. Medición de pH después de 24 h.



SOLUBILIDAD

La metodología se basó en la norma ISO 6876. Se utilizó un molde de acero para preparar discos de los cementos con un diámetro de 10 ± 1 mm y con una altura de 1.5 ± 0.1 mm. Se preparó cada cemento con una relación polvo líquido de 1g-0.33ml. Se colocó en el molde con un ligero exceso y se colocó sobre de este una hoja de polietileno y una plancha de vidrio. Se hizo presión con prensas en C y posterior a esto la muestra se llevó a un horno a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ y 90% HR en un periodo de 24 horas.

Al paso de este tiempo se sacaron de la cámara ambientadora y fueron retirados los sobrantes con una lija de agua (SiC grano 1500), las muestras se pesaron en balanza analítica (manejándose una exactitud de 0.005 g) y colocándolas en un contenedor de vidrio con una capacidad de 10 ml. Se les agregó 7ml de agua tridestilada y fueron cubiertos con Parafilm, así mismo se colocaron de nuevo en el horno a 37°C durante 24 horas.

Al culminar el tiempo mencionado las muestras fueron retiradas del horno y se enjuagaron con 2 ml de agua tridestilada recolectando el agua en el frasco. Se estudió la apariencia del agua como prueba de desintegración confirmando la presencia o ausencia de partículas. Las pastillas fueron llevadas a un desecador y se pesaron diariamente hasta que el peso fue estable en un periodo de 3 días consecutivos. Se calculó el porcentaje de solubilidad con base en una diferencia de peso como se muestra en la figura 14.



Figura 14. Metodología de solubilidad

1. Preparación del cemento
2. Altura de pastilla 1.5mm
3. Llenado de molde
4. Molde prensado
5. Colocación de molde en horno
6. Obtención de pastillas
7. Pesado previamente de pastillas
8. Muestras en soporte de alambre adicionado con agua destilada
9. Muestras dentro de horno
10. Gel de sílica
11. Base para desecador
12. Muestras dentro de desecador
13. Desecador
14. Pesado final de muestra



RADIOPACIDAD.

La metodología se basó en la norma ISO 6876. En la figura 15 se muestra como el cemento fue mezclado y se realizaron discos con un diámetro de 10 ± 0.1 mm y con una altura de 1 ± 0.01 mm, se presionaron con unas planchas de vidrio para tener una superficie lisa, homogénea y libre de poros. Posteriormente se colocaron en el centro de una radiografía oclusal a la par de un indicador de radiopacidad que fue en este caso una gradilla de aluminio escalonada con un aumento de 0.5 mm en cada escalón.

La gradilla, la muestra y la radiografía se situaron en una base de plomo y se realizó la irradiación con un aparato de Rayos-X (65 ± 5 kV) a una distancia del punto focal de 30 cm. y se expuso durante 0.15s. Se reveló la radiografía siguiendo los siguientes tiempos: revelador 15 segundos, agua 15 segundos, fijador 3 minutos y agua 15 segundos.

Las imágenes obtenidas fueron digitalizadas y la densidad radiográfica fue analizada con base a escala de grises con el software Image J (National Institutes of Health, USA). Los datos obtenidos de radiopacidad fueron clasificados con ayuda de los tonos de grises y se cambiaron a milímetros de aluminio (mm Al).

El cambio se realizó en base a la fórmula estudiada por Vivian⁶⁴.

$$\frac{A \times 2}{B} + mm \text{ Al inmediatamente debajo de DRM}$$

Donde,

A: es la densidad radiográfica de la muestra (DRM) – densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio inmediata inferior a DRM y

B: densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio inmediata superior a DRM - densidad radiográfica del incremento de la gradilla de aluminio inmediata inferior a DRM.

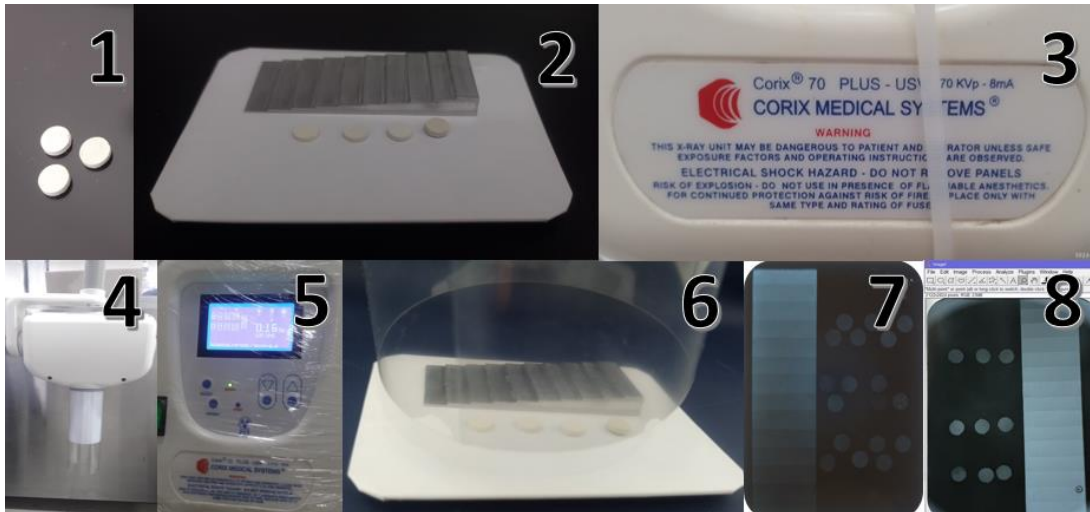


Figura 15. Metodología de radiopacidad

1. Pastillas 2. Radiografía oclusal, gradilla de aluminio escalonada y pastillas 3. Características del equipo de rayos X 4. Adaptación del cono con hoja de acetato 5. Programación de equipo a 15 segundos para toma de radiografía 6. Toma de radiografía 7. Revelado de radiografía 8. Medición de tonos de grises con software ImageJ.

CULTIVO CELULAR

Se separaron y cultivaron células de fibroblastos gingivales humanos (HFG), la separación se realizó con la técnica de explante celular, como lo describió anteriormente Arzate⁶⁵ las células fueron incubadas en recipientes de cultivo con una medida de 75 cm² con un ambiente denominado Medio Eagle Modificado de Dulbecco (DMEM), mezclando con Suero Fetal Bovino al 10% y antibióticos (100 µg/ml estreptomina y 100 U/ml penicilina, Sigma Chemical CO, Saint Louis MO).

En un entorno que presentó humedad a 37° C, 5% de aire de CO₂ como lo muestra la figura 16. Las células del ligamento periodontal humano se usaron en el segundo pasaje para todos los métodos experimentales utilizando medio mineralizante (10% SFB, 10mM β-glicerolfosfato y 50 µg/ml de ácido ascórbico y 10⁻⁷M dexametasona).

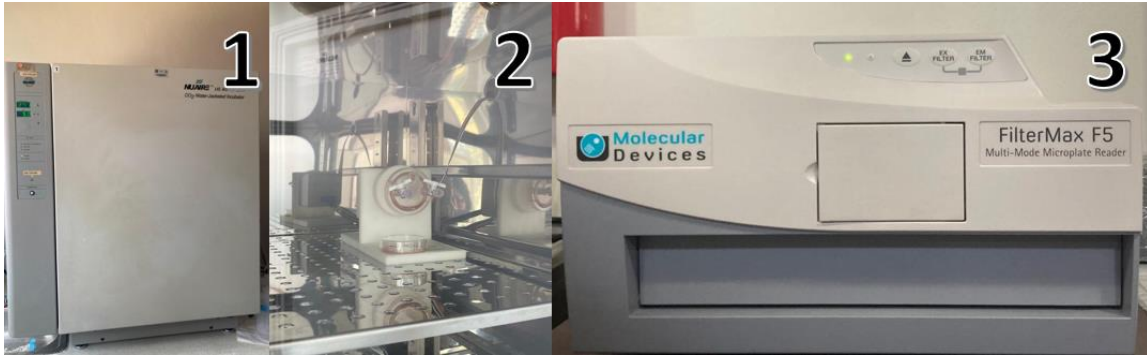


Figura 16. Preparación y cultivo de células

1. Incubadora con chaqueta de agua Nuair Autoflow NU-4500, EE.UU 2. Cajas con los cultivos 3. Lectura de Resultados

MEDIO CONDICIONANTE

Para la realización del medio condicionante, se hicieron pastillas de cemento comercial Viarden® y de cemento experimental, estas estuvieron estériles y se colocaron en un ambiente de DMEM durante 24 horas como se muestra en la figura 17. Esto favoreció la observación de los cambios que se presentaron en el material cuando este estuvo en el medio el cual presentaba un pH de 10.

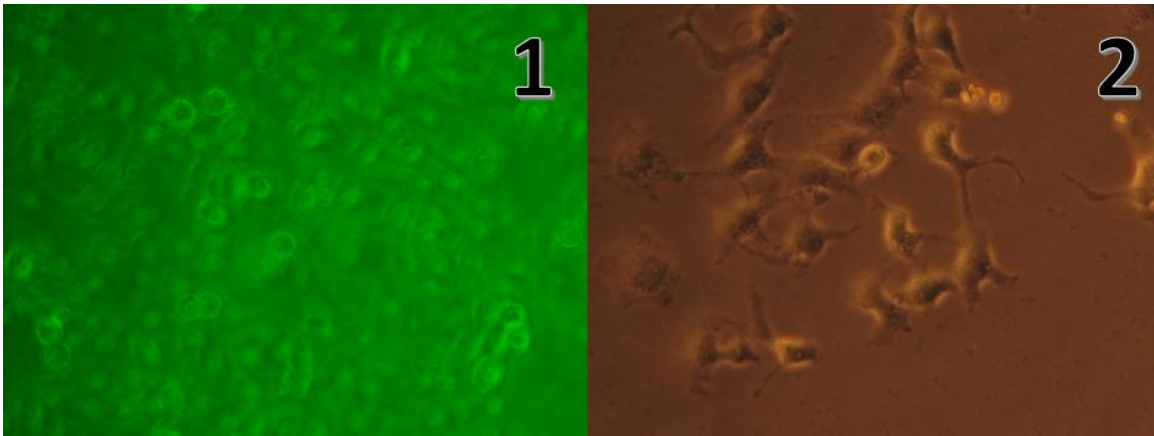


Figura 17. Medio condicionante

1. Cultivo celular. 2. Cultivo celular con marcador DMEM



VIABILIDAD CELULAR

Para la obtención de los resultados en las pruebas de viabilidad celular se sembraron fibroblastos celulares humanos (FG) en recipientes germinadores de 96 pozos a una densidad de 2.5×10^3 células por pozo. Al pasar 24 horas se le asignó como día “cero”, y se reemplazó el medio tratándolo con DMEM 10% SFB, DMEM 2% SFB (grupos controles), DMEM CONDICIONADO (24h). Fue separado el cultivo y le agrego 10 μ l de MTT (0.5 mg/ml) incubándolo por 180 minutos, se retiró el MTT y se añadió 100 μ l de DMSO, se llevó a la incubadora en un periodo de 15 minutos y se hicieron las lecturas de absorbancia a 570 nm. El conteo de células se realizó a los días 0 y 1 es decir a las 24 horas.

ESTABILIDAD DIMENSIONAL Y RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

Se elaboraron muestras cilíndricas con ayuda de unos moldes de 5.6 ± 0.05 mm de altura por 2.95 ± 0.01 mm de diámetro, se ocuparon dos portaobjetos de vidrio procurando que tuvieran el mismo ancho y largo que los moldes, también fueron necesarias unas prensas que fueron colocadas durante 60 minutos a una temperatura de 37°C . Se mezcló el cemento, se colocó un portaobjetos y sobre de este el molde donde en su interior se rellenó con el cemento dejando un leve exceso, en su superficie fue colocado otro portaobjetos y posterior a esto se hizo presión con ayuda de las prensas en C y los moldes fueron llevados a un horno con una temperatura de 37°C y 95 % humedad relativa (HR) durante 60 minutos. Pasado el periodo de tiempo establecido se retiraron las prensas en C y se retiraron los portaobjetos que protegían la muestra cilíndrica de cemento, con ayuda de una lija se pulieron los extremos quitando todo residuo de exceso y al final las muestras fueron retiradas del molde para ser sumergidas en agua bidestilada durante 24 horas a 37°C .

Para finalizar las muestras fueron medidas con ayuda de un micrómetro para obtener los valores de diámetro y longitud, cada una de estas muestras fue evaluada en la máquina universal de pruebas INSTROM efectuando la carga compresiva a

una velocidad de 1 mm/min como se muestra en la figura 18. Se anotaron los valores de las pruebas de resistencia a la compresión en MPa.

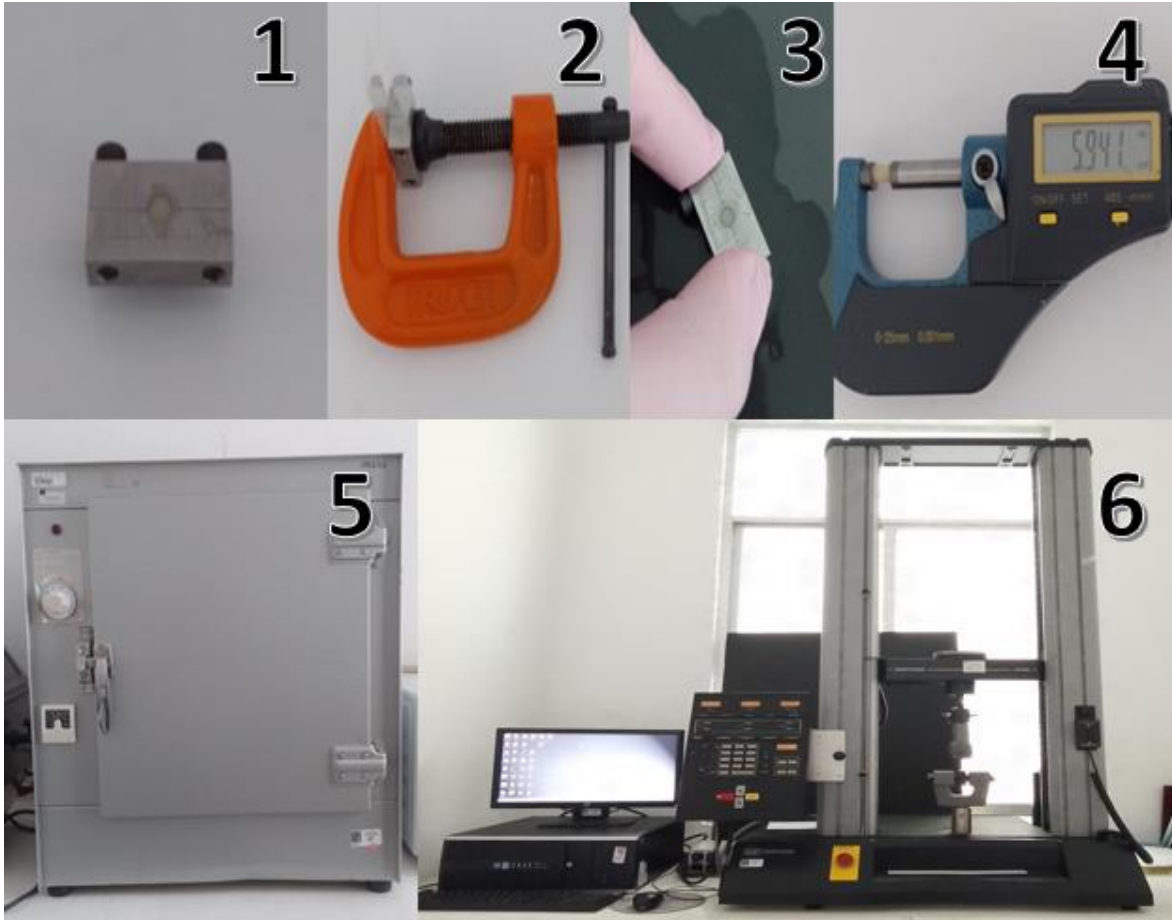


Figura 18. Metodología para resistencia a la compresión

1. Molde para obtención de muestra cilíndrica
2. Muestra dentro de prensa en "C"
3. Retirar excesos con lija y agua
4. Medición con micrómetro
5. Resguardo de la muestra en horno
6. Prueba de resistencia a la compresión en maquina universal de pruebas INSTROM.

Para las pruebas de estabilidad dimensional se realizaron las muestras con el procedimiento previamente descrito como se muestra en la figura 19 y una vez sacadas del molde se midieron las distancias de los extremos con ayuda de un micrómetro con una exactitud de $10\mu\text{m}$ para posteriormente sumergirlas en agua bidestilada durante 24 horas a una temperatura de 37°C , transcurrido este tiempo las muestras fueron medidas nuevamente y se calculó la diferencia de la longitud en porcentaje mediante la siguiente fórmula:

$$\% = \frac{l1 - l2}{l1} \times 100$$

Donde:

$l1$ es la longitud inicial de la muestra y

$l2$ es la longitud final de la muestra.

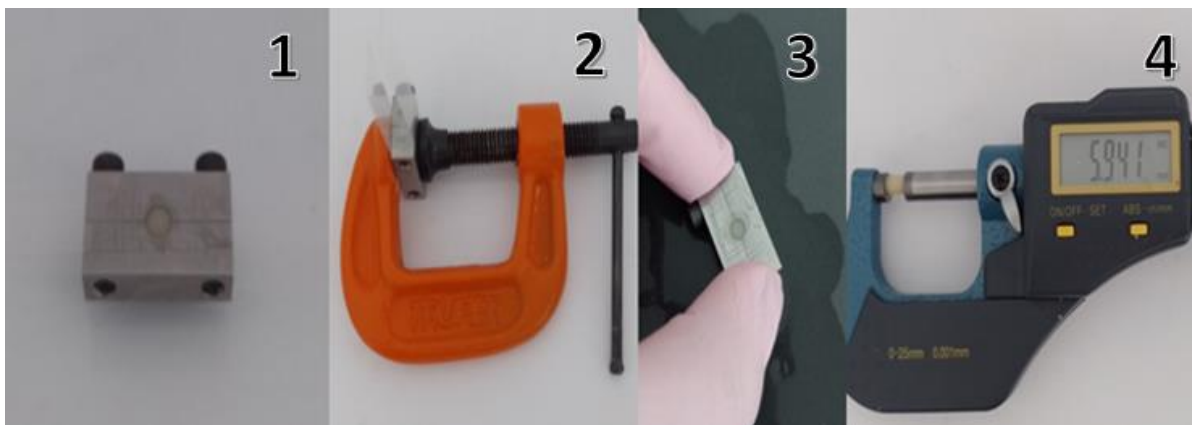


Figura 19. Metodología de estabilidad dimensional

1. Molde para obtención de muestra cilíndrica
2. Muestra dentro de prensa en "C"
3. Retirar excesos con lija y agua
4. Medición con micrómetro antes y después de 24 horas.



ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis estadístico, se procedió a realizar la prueba de Shapiro-Wilks para probar normalidad y que los datos cumplieron con los requisitos para el uso de pruebas paramétricas. Los resultados fueron analizados en SPSS versión 21, realizando prueba de T-Student para hacer la comparación entre cada cemento.



RESULTADOS

Los resultados obtenidos en las pruebas de pH se muestran en la figura 20, donde se observa un pH inicial de 7 para ambos cementos y posteriormente un pH de 11.13 para el MTA Viarden® y un pH de 8.56 para el MTA Exp. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas, T-Student $p < 0.05$.

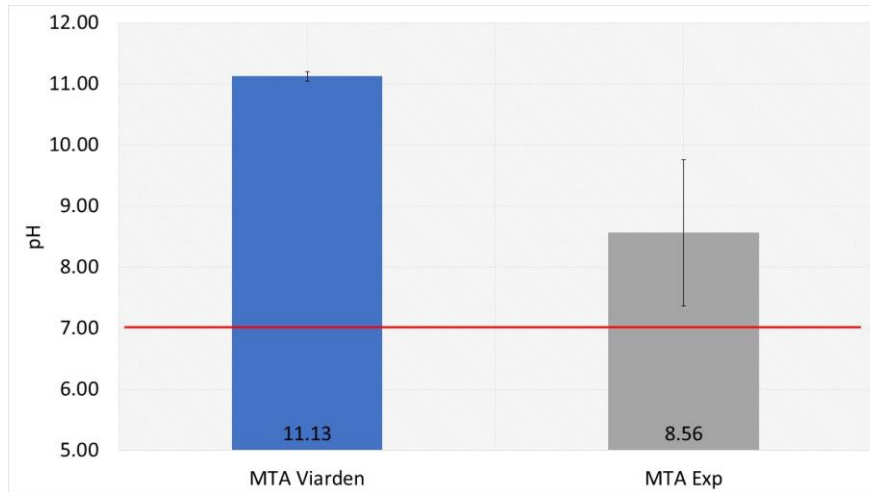


Figura 20. Resultados de pH

Se grafica el promedio y las barras de error representan la desviación estándar. La línea roja representa el pH inicial de 7.01. Fuente propia.

Los resultados de solubilidad en base a la Norma 6876 indicaron que no se debe exceder el 3% permitido, el porcentaje obtenido en el MTA Viarden® fue de 5.91% y para el MTA Experimental fue de 2.14% como lo muestra la figura 21, se encontraron diferencias estadísticamente significativas, T-Student $p < 0.05$.

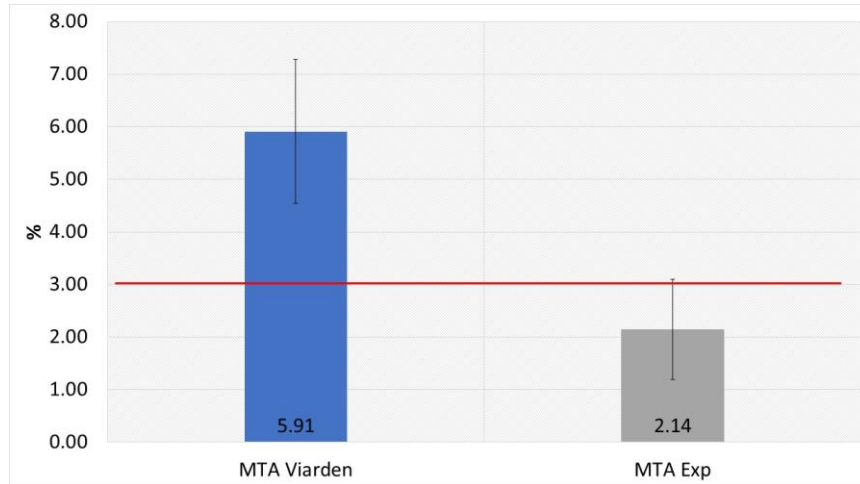


Figura 21. Resultados de solubilidad

Se grafica el promedio y las barras de error representan la desviación estándar. La línea roja representa el valor máximo de 3% de solubilidad permitido por la Norma ISO 6876. Fuente propia.

Los resultados obtenidos en la prueba de radiopacidad se muestran a continuación en la figura 22, donde la Norma ISO 6876 indica un mínimo de 3mm Al, el MTA Viardent® obtuvo 6.15mm Al y el Cemento experimental 3.93 mm Al, se encontraron diferencias estadísticamente significativas, T-Student $p < 0.05$.

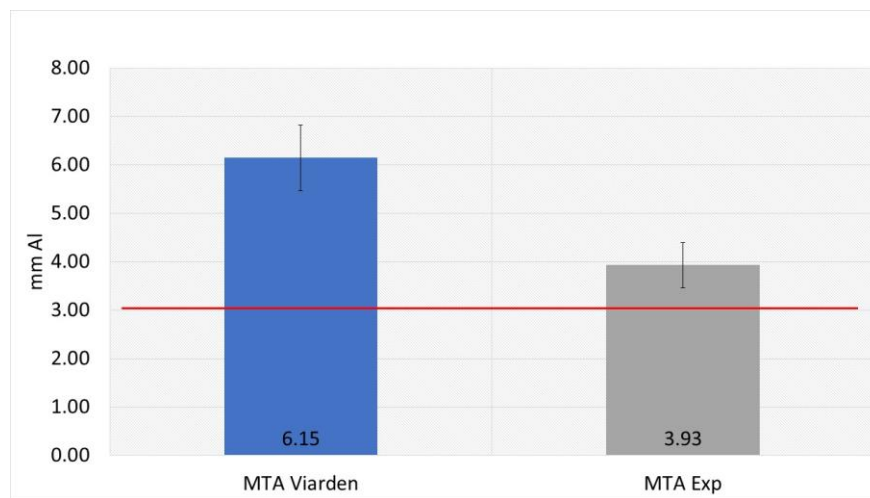


Figura 22. Resultados de Radiopacidad

Se grafica el promedio y las barras de error representan la desviación estándar. La línea roja representa el valor mínimo de 3mm Al requerido por la Norma ISO 6876. Fuente propia.



Los resultados de las pruebas de Viabilidad celular indicaron que el cemento experimental obtuvo 97.86% y el MTA Viarden® 94.91% como lo muestra la figura 23. En este caso no se encontraron diferencias estadísticamente significativas, T-Student $p > 0.05$.

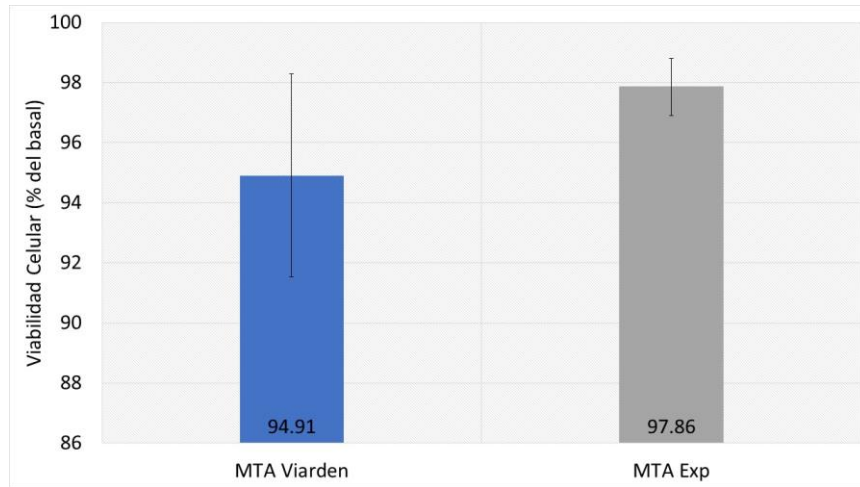


Figura 23. Resultados de viabilidad celular

Se grafica el promedio y las barras de error representan la desviación estándar. Fuente propia.

Las pruebas de resistencia a la compresión muestran que el MTA Viarden® obtuvo como resultado 3.40 MPa y el MTA Exp. 24.37 MPa, se observa en la figura 24. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas, T-Student $p < 0.05$.

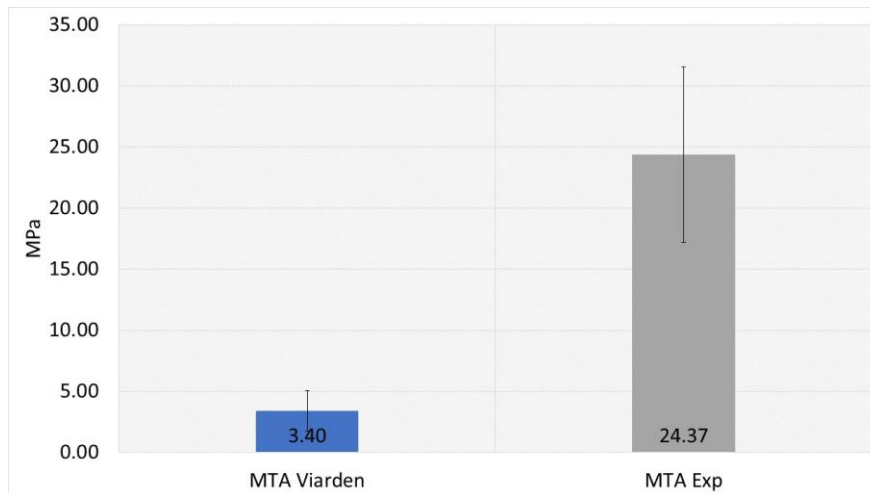


Figura 24. Resultados de resistencia a la compresión

Se grafica el promedio y las barras de error representan la desviación estándar. Fuente propia.



Los resultados obtenidos de acuerdo con la Norma ISO 6876 especifican que no se debe exceder el 0.1% de expansión, para las pruebas de estabilidad dimensional arrojaron que el MTA Viarden® tuvo 0.30% y el cemento experimental 0.75% como se observa en la figura 25. Encontrándose diferencias estadísticamente significativas, T-Student $p < 0.05$

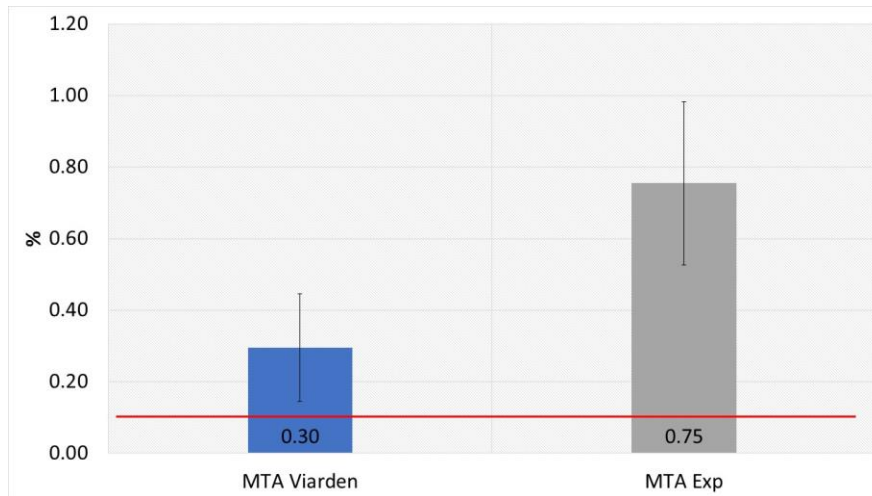


Figura 25. Resultados de estabilidad dimensional

Se grafica el promedio y las barras de error representan la desviación estándar. La línea roja representa el valor máximo de 0.1% de expansión permitido por la Norma ISO 6876. Fuente propia.



DISCUSIÓN

En este estudio se compararon las propiedades fisicoquímicas y biológicas de un MTA experimental y un MTA comercial. Los cementos MTA han sido llamados bioactivos por la facilidad de formar una capa de apatitas química y estructuralmente similar a la de dentina. Estos cementos reparan el tejido pulpar dañado o bien las zonas de comunicación a nivel de furca. Una característica de estos cementos es que presentan un pH básico, que favorece la bioactividad y una respuesta celular de reparación logrando así, una buena estimulación de las células en los tejidos circundantes, Torabinejad⁴⁷ ha mencionado que el pH inicial del MTA es de 10.2 y que alcanza 12.5 a las tres horas después de su aplicación.

Bortoluzzi y cols⁶⁶, llevaron a cabo estudios de pH tanto en MTA y cemento Portland blanco, los resultados obtenidos fueron un pH inicial fue de 9.7 para MTA y 9.6 para el cemento Portland y al paso de 24 horas fue de 11.0 y 11.1 respectivamente. De Souza⁶⁷ en el año de 2017 obtuvo que el MTA Angelus® Blanco tiene un pH de 8.40 y cemento Portland experimental 8.85

Flores Ledesma⁶⁸ en el 2020 mostró que el MTA Angelus® Blanco tiene un pH de 7.60 y cemento MTA experimental 10.45. Heward y Sedgley⁶⁹ en sus estudios registraron valores de pH 9 al paso de 3 horas en un ProRoot® MTA, igualmente Hansen y cols⁷⁰ reportó valores de pH de 9 a los 20 minutos y 9.2 a las tres horas en un WMTA. Moreno-Vargas⁷¹ también en 2017 reportó que el MTA Angelus® Blanco oscila en 9.65. En el presente estudio el MTA Viarden® obtuvo un pH de 11.2 esto arrojando una similitud con el estudio de Bortoluzzi y cols⁶⁶ y para el cemento experimental las pruebas arrojaron un pH 8.56 esto asemejándose al resultado de Souza⁶⁷, es decir que el cemento experimental en su mayoría de estudios anteriores obtuvo valores alcalinos, esta característica se ha reportado que favorece la formación de apatitas en un ambiente acelular, y que podría presentar una actividad antimicrobiana.

La solubilidad es importante en los materiales dentales, el que un material no solubilice nos garantiza que el material puede estar por largos periodos en cavidad bucal sin que pierda estructura, debido a que la boca siempre se encontrara en un



ambiente húmedo. Ballester⁷² explicó que los resultados dependen del líquido en el que se prueba la solubilidad. Flores Ledesma²⁸ (2017) obtuvo los valores de MTA Angelus® Blanco 0.03% y cemento experimental 0.04%, los cuales difieren de los resultados que se encontraron en este estudio

De Souza⁶⁷ (2017) obtuvo que el MTA Angelus® Blanco presentó 2.86% y cemento Portland experimental 1.44%, Vivan y cols⁷³ obtuvieron 2.7%, en este estudio se llevaron a cabo las pruebas mediante agua bidestilada y se encontraron resultados similares a estos autores, el MTA Viarden® obtuvo un valor de 5.91% y para el MTA Exp fue de 2.14%, en todos estos reportes, la solubilidad está por debajo o bien sobrepasa el 3% permitido por la norma ISO 6876.

La radiopacidad es una característica indispensable para los cementos endodónticos, sin esta propiedad sería difícil su identificación a nivel radiológico ya que la radiografía sigue siendo hasta el momento el principal método de diagnóstico, el MTA obtiene esta propiedad debido al trióxido de bismuto, así que la mayoría de las marcas comerciales de este cemento se compone de 20% de óxido de bismuto. Coomaraswamy⁵⁵ menciona que el óxido de bismuto ha sido el radiopacificador de elección en la mayoría de los casos, pero que la presencia de este elemento disminuye la fuerza compresiva, aumenta la microfiltración y afecta la biocompatibilidad.

Flores Ledesma²⁸ en 2017 reporta la radiopacidad del MTA Angelus® Blanco en 5.95 mm Al y de un cemento experimental con el 20% de trióxido de bismuto de 3.81 mm Al, Souza⁶⁷ en el mismo año reportó que el MTA Angelus® Blanco tenía una radiopacidad de 4.86 mm Al y el cemento Portland experimental 4.46 mm Al. En este estudio nuestros valores de radiopacidad son similares a los reportados por Flores²⁸ en cuanto al MTA Exp con 3.93 mm Al Islam⁷⁴ obtuvo una radiopacidad del MTA Pro-Root Blanco de 6.74 mm Al, Camilleri⁷⁵ de 6.83 mm Al, Kim E.⁷⁶ un valor de 6.81 mm Al y Saliba E.⁷⁷ de 6.62 mm Al, valores muy similares a los que se obtuvieron en este trabajo en donde se observó una radiopacidad de 6.15 mm Al para el MTA Viaden®.

Los estudios previamente mencionados obtuvieron valores mayores a 3mm Al, que como ha mencionado es la radiopacidad mínima requerida por norma ISO



6876, para que estos cementos sean fácilmente identificables radiográficamente. Una radiopacidad muy alta podría generar un falso negativo, es decir podría visualizarse que el material este correctamente colocado y que no sea así.

Las pruebas de viabilidad nos indican que los cementos no tengan efectos nocivos a nivel celular, se deben preservar las células viables es decir “vivas” para que, el fibroblasto al diferenciarse hacia el fenotipo celular de acuerdo con la señalización, se de la estimulación a nivel celular logrando que se dividan y así se obtenga una respuesta de reparación por parte de las células fibroblásticas tanto de pulpa como del ligamento periodontal.

Los autores Shi, Zhao y Yuan⁷⁸ en el año 2020, usaron un modelo de células madre de la pulpa dental, no encontraron alteración alguna en la morfología celular desde el día 1 hasta el 9 esto debido a que en su estudio ocuparon concentraciones más bajas de medio condicionante a las habituales. Peters y colaboradores⁷⁹, utilizaron células madre de la papila apical donde tampoco encontraron cambios morfológicos celulares en los primeros 3 días en el MTA ProRoot®. En el presente estudio se evaluó la morfología celular a las 24 horas, sin embargo, no se observó ningún cambio, debido a que el periodo de la prueba fue muy corto, de haberse realizado en un periodo prolongado hubiera sido notorio.

Pinzón K.⁸⁰ analizó la viabilidad celular en un MTA Angelus® mediante la aplicación de azul tripán, un colorante utilizado en tinciones histológicas que permiten diferenciar células vivas de las muertas, donde sus resultados demostraron que en las primeras 24 horas se presentó una alta viabilidad celular con un 89%, valores relativamente similares a los del presente estudio, donde se obtuvo 94.91% para el MTA Viarden® y 97.86% para el MTA experimental.

En contraste con los resultados reportados por Mestieri L.⁸¹ quien cultivó células osteoblásticas derivadas de osteosarcoma humano y realizo pruebas de viabilidad con un MTA Angelus® y un cemento Portland al cual le añadió 30% nanopartículas de óxido de niobio (NbO), se observó una viabilidad celular del 38.2% para el MTA Angelus® y 34.3% para el CP en un periodo de 24 horas.

Wang S.⁸² empleo células madre de la pulpa dental, solo realizando pruebas en un cemento Portland al cual mezcló con agua y solución salina, concluyó que a



las 24 h se obtuvo un resultado de 99.4%, resultado semejante al que se obtuvo en este trabajo con el grupo del cemento experimental. Las células tienen mayor afinidad a proliferar en un pH alcalino, así que entre más alcalino el medio condicionante menos efectos nocivos serán reportados en las diferentes pruebas de viabilidad celular, los resultados muestran que las células fueron viables y con los estudios de autores previos es muy probable que el cemento portland a futuro sea utilizado en tratamientos estomatológicos pero se hace la observación que aún faltan más estudios complementarios para garantizar su uso en pacientes.

Los resultados de resistencia a la compresión son indispensables, ya que los músculos de la masticación son capaces de aplicar grandes fuerzas por lo que este cemento debe ser capaz de soportar estas cargas sin sufrir fractura o grieta alguna. Islam⁷⁴ reportó que el MTA Blanco ProRoot® tiene una resistencia a la compresión de 45.84 MPa y el cemento Portland 40.39 MPa a los 3 días.

Flores Ledesma⁸³ reportó recientemente que el MTA Angelus® Blanco tuvo 11.2 MPa y cemento experimental 28.9 MPa a las 24 horas, mientras que Moreno-Vargas⁷¹ obtuvo un valor de 1.2 MPa para MTA Angelus® Blanco. Los resultados en esta investigación fueron de 3.4 MPa para el MTA Viarden® y 24.3 MPa para el MTA experimental, obteniendo valores más altos que los reportados por Moreno-Vargas, mientras que la resistencia del cemento experimental es similar al de Flores-Ledesma, sin embargo, se obtuvo una resistencia a la compresión menor a los reportados por Islam⁷⁴ (2006).

La estabilidad dimensional tiene como objetivo obtener los cambios mínimos volumétricos en cuanto la longitud del material de ser posibles nulos en los cementos ya que se evitaría la microfiliación si es que se contrae, o bien la fractura dental si es que expande, garantizaría la permanencia en boca sin el riesgo de sufrir cambio alguno. Islam⁷⁴ reportó una expansión con valores de MTA Blanco ProRoot® con un 0.30% y para el cemento Portland 0.47%; Camilleri⁸⁴ observó que el cemento MTA tuvo una contracción -0.01 %. En este trabajo, los valores obtenidos fueron de 0.03% para el MTA Viarden® y 0.7% para el cemento experimental resultados similares a los reportados por Islam⁷⁴ para ambos cementos. Si el material se contrae en exceso podría causar microfiliación y caries



secundaria; si el material se expande en exceso podría crear microfisuras del material y del órgano dentario, pero si la expansión es baja podría asegurar un correcto sellado.



CONCLUSIONES

- I. El MTA Exp. cumple con las propiedades de pH, radiopacidad y solubilidad.
- II. Las células del cemento experimental se mantuvieron viables debido a el pH alcalino que mostro el MTA Exp.
- III. El cemento experimental no cumplió con la estabilidad dimensional.
- IV. El MTA Exp. resiste más fuerzas compresivas que el cemento comercial.



BIBLIOGRAFÍA

1. Díaz L, Flores G, Palma A. Recubrimiento directo con Agregado Trióxido Mineral (MTA) comparado con hidróxido de calcio para caries dentinaria profunda en pacientes con dentición permanente. *International journal of interdisciplinary dentistry*.2020,13(3);181–185.
2. Hidalgo D, Sotomayor D. Apexificación con Hidróxido de Calcio y MTA en dientes anteriores. *Universidad Guayaquil Ecuador*. 2013;17-35
3. Rojas, E. M. Terapias endodónticas empleadas en dientes permanentes incompletamente formados realizadas en el postgrado de endodoncia de la universidad central de Venezuela en el período enero 2002-abril 2005. *Venezuela*. 2014;39-53.
4. Pompeyo A. Marilou K. Eficiencia del hidróxido de calcio en el tratamiento de heridas pulpares en pacientes atendidos en el centro de salud n° 20 ciudadela Ibarra de la ciudad de Quito en el período mayo-diciembre del 2013. *Ecuador*. 2014;7-35.
5. Hench L.L. The story of Bioglass. *J Mater Sci Mater Med*.2006;17(11):967–978.
6. Niu, L., Jiao, K., Wang, T., Zhang, W., Camilleri, J., Bergeron, B. E., Tay, F. R. A review of the bioactivity of hydraulic calcium silicate cements. *Journal of Dentistry*, 2014,42(5); 517–533.
7. Llanos-Carazas M. Evolution of bioceramic cements in endodontics. *Conocimiento para el Desarrollo*. 2019;10(1);151–62.
8. Koch KA, Brave D, Nasseh A. Bioceramic technology: Closing the endo-restorative circle, Part 2. *Dent Today*. 2010;29(3); 102-105
9. Surya Raghavendra S, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. Bioceramics in Endodontics – A Review. *J Istanb Univ Fac Dent*. 2017. (2)51;128-137.
10. Simon S, Flouriot AC. BioRoot TM RCS a new biomaterial for root canal filling. *International Dentistry-African Edition*. 2021,6(2);1-5.
11. Kokubo T, Takadama H. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials*.2006;27(15):2907–2915.



12. Camilleri J. Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *Dent Mater.* 2011;27(8):836–844.
13. Ha W, Kahler B, Walsh LJ. Classification and Nomenclature of Commercial Hygroscopic Dental Cements. *Eur Endod J.* 2017, 20;2(1);1-10.
14. Humberto C, Ruíz E. Efecto osteoinductor del Mineral Trióxido Agregado versus el cemento Portland tipo I sobre lesiones óseas mandibulares. *Odontología Vital.* 2018. 9(28);7-14.
15. Flores Ledesma A. Influencia De Wollastonita Y Vidrio Bioactivo En Las Propiedades Físicas De Un Cemento Dental Tipo Portland. UNAM, Ciudad de México 2011; 4-14.
16. Keil Fritz. *Cemento: fabricación, propiedades, aplicaciones.* Barcelona: Editores Técnicos Asociados. 1973;(2);15-22
17. Camilleri J. The physical properties of accelerated Portland cement for endodontic use. *Int Endod J.* 2008,41(2):151–157.
18. Bodrumlu E. Biocompatibility of retrograde root filling materials: A review. *Australian Endodontic Journal.* 2008;34(1);30–35.
19. Belío-Reyes IA, Bucio L, Cruz-Chavez E. Phase composition of ProRoot Mineral Trioxide Aggregate by X-ray powder diffraction. *J Endod.* 2009;35(6):875–878.
20. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod.* 1999;25(3):197–205.
21. Camilleri J, Montesin FE, di Silvio L, Pitt Ford TR. The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use. *Int Endod J.* 2005;38(11);834–842.
22. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dent Mater.* 2008,24(2);149–164.
23. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis R v., Ford TRP. The constitution of Mineral Trioxide Aggregate. *Dent Mater.* 2005;21(4);297–303.
24. Kao CT, Shie MY, Huang TH, Ding SJ. Properties of an accelerated Mineral Trioxide Aggregate-like root-end filling material. *J Endod.* 2009;35(2);239–242.



25. Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, Ciapetti G, Prati C. Development of the foremost light-curable calcium-silicate MTA cement as root-end in oral surgery. Chemical-physical properties, bioactivity and biological behavior. *Dent Mater.*2011;27(7);134-157.
26. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral Trioxide Aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dent Mater.* 2008;24(2);149–164.
27. Oswaldo G, Chávez S, Nelly Vásquez D. Uso del MTA, como sustancia inductora en el cierre de forámenes abiertos en pulpas vitales de incisivos permanentes, en la clínica de internado de la facultad piloto de odontología en el periodo 2011. *Guayaquil;* 2012; 7-23.
28. Flores Ledesma A, Barceló Santana F, Bucio L, Arenas Alatorre JA, Faraji M, Wintergerst AM. Bioactive materials improve some physical properties of a MTA-like cement. *Materials Science and Engineering C.* 2017,(1)71;150–155.
29. Birant S, Gokalp M, Duran Y, Koruyucu M, Akkoc T, Seymen F. Cytotoxicity of NeoMTA Plus, ProRoot MTA and Biodentine on human dental pulp stem cells. *J Dent Sci.* 2021; 16(3);971-979.
30. Cohen S. Pediatric endodontics: Endodontic treatment for the primary and young permanent dentition.2016,11(2); 57-80.
31. Camilleri J. Characterization of hydration products of Mineral Trioxide Aggregate. *Int Endod J.*2008;41(5):408–417.
32. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a Mineral Trioxide Aggregate when used as a root end filling material. *J Endod.* 1993;19(12):591–595.
33. Valois CRA, Costa ED. Influence of the thickness of Mineral Trioxide Aggregate on sealing ability of root-end fillings in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;97(1):108–111.
34. Hachmeister DR, Schindler WG, Walker WA, Thomas DD. The sealing ability and retention characteristics of Mineral Trioxide Aggregate in a model of apexification. *J Endod.*2002;28(5):386–390.
35. Duggal M, Tong HJ, Al-Ansary M, Twati W, Day PF, Nazzal H. Interventions for the endodontic management of non-vital traumatised immature permanent



anterior teeth in children and adolescents: a systematic review of the evidence and guidelines of the European Academy of Paediatric Dentistry. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2017;18(3):139–151.

36. Cvek M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. *Endod Dent Traumatol.* 1992;8(2):45–55.

37. Camilleri J, Formosa L, Damidot D. The setting characteristics of MTA Plus in different environmental conditions. *Int Endod J.* 2013;46(9):831–840.

38. Margunato S, Taşlı PN, Aydın S, Karapinar Kazandağ M, Şahin F. In Vitro Evaluation of ProRoot MTA, Biodentine, and MM-MTA on Human Alveolar Bone Marrow Stem Cells in Terms of Biocompatibility and Mineralization. *J Endod.* 2015;41(10):1646–1652.

39. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod.* 2003;29(12):814–817.

40. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: a long term study. *J Endod.* 2005;31(5):376–379.

41. International Organization for Standardization. Dental root canal sealing materials. ISO 6876. Geneva. 2011

42. Hwang YC, Lee SH, Hwang IN, Kang IC, Kim MS, Kim SH, et al. Chemical composition, radiopacity, and biocompatibility of Portland cement with bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(3):96-102.

43. Porter ML, Bertó A, Primus CM, Watanabe I. Physical and chemical properties of new-generation endodontic materials. *J Endod.* 2010;36(3):524–528.

44. Vivian RR, Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, Hungaro Duarte MA, et al. Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(6):35-38.

45. Tzouvalas G, Rantis G, Tsimas S. Alternative calcium-sulfate-bearing materials as cement retarders: Part II. FGD gypsum. *Cem Concr Res.* 2004;34(11):2119–2125.



46. Yuan Z, Peng B, Jiang H, Bian Z, Yan P. Effect of bioaggregate on mineral-associated gene expression in osteoblast cells. *J Endod.* 2010;36(7):1145–1148.
47. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995;21(7):349–353.
48. Flores Ledesma A. “Influencia De Vidrio Bioactivo Y Wollastonita En La Bioactividad Y Comportamiento Físico-Químico De Un Cemento Tipo Mta (Mineral Trióxido Agregado)”. Ciudad de Mexico.2016;14-19.
49. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod.*2006;32(6):569–572.
50. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Felipe WT, Tanomaru Filho M, Esberard RM. The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with a radiopacifier. *J Endod.*2009;35(4):550–554.
51. Tomás-Catalá CJ, Collado-González M, García-Bernal D, Oñate-Sánchez RE, Forner L, Llena C, et al. Biocompatibility of New Pulp-capping Materials NeoMTA Plus, MTA Repair HP, and Biodentine on Human Dental Pulp Stem Cells. *J Endod.* 2018;44(1):126–132.
52. Camilleri J. Hydration mechanisms of Mineral Trioxide Aggregate. *Int Endod J.* 2007;40(6):462–470.
53. Ganan M, Lorentzen SB, Gaustad P, Sørli M. Synergistic Antifungal Activity of Chito-Oligosaccharides and Commercial Antifungals on Biofilms of Clinical *Candida* Isolates. *Journal of Fungi.* 2021;1;7(9);718-729.
54. Cahuana EQ, Mesías WR, Coras M del CM, Lescano SA, Galvez JB, Ramirez SA, et al. Eficacia antimicrobiana del cemento Portland y el Mineral Trióxido Agregado frente a *Enterococcus faecalis* y *Candida albicans*. *Research, Society and Development.* 2022,16(1); 13-18.
55. Tanomaru-Filho M, Tanomaru JMG, Barros DB, Watanabe E, Ito IY. In vitro antimicrobial activity of endodontic sealers, MTA-based cements and Portland cement. *J Oral Sci.* 2007;49(1):41–45.



56. Estrela C, Bammann LL, Estrela CR, Silva RS, Pécora JD. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J.* 2000;11(1):3–9.
57. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP. Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material Properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *J Endod.* 2007;33(3):295-298.
58. Camilleri J. Characterization and chemical activity of Portland cement and two experimental cements with potential for use in dentistry. *Int Endod J.* 2008;41(9):791–799.
59. Bodrumlu E. Biocompatibility of retrograde root filling materials: a review. *Aust Endod J. Australian.* 2008,(4);34(1):30–35.
60. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J, Kheirieh S, Brink F. Comparison of Mineral Trioxide Aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *J Endod.* 2009;35(2):243–250.
61. Flores Ledesma A. Análisis químico elemental y de fases por medio de PIXE, DSC,TGA y DRX en MTA Angelus® y un cemento Portland blanco. *Rev.odontológica mexicana UNAM.*2016;(3)20; 187-192.
62. Nurdin D, Primathena I, Adang RAF, Cahyanto A. Comparison of chemical composition between indonesian white portland cement and MTA as dental pulp capping material. En: *Key Engineering Materials.* Trans Tech Publications Ltd; 2019, 34(2);34–39.
63. Mohammad N, Konyala HR, Mareddy AR, Reddy N V, Srujana P, Daneswari V. Sealing Ability of MTA vs Portland Cement in the Repair of Furcal Perforations of Primary Molars: A Dye Extraction Leakage Model—An In Vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2019;12(2):83–87.
64. Vivian RR, Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, Hungaro Duarte MA, et al. Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology.*2009;108(6);35-38.



65. Arzate, H., Chimal-Monroy, J., Hernandez-Lagunas, L., & Leon, L. D. Human cementum protein extract promotes chondrogenesis and mineralization in mesenchymal cells. *Journal of Periodontal Research*, 1996, 31(2); 144–148.
66. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Felipe WT, Tanomaru Filho M, Esberard RM. The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of Mineral Trioxide Aggregate and white Portland cement with a radiopacifier. *J Endod*. 2009 ;35(4):550–554.
67. de Souza LC, Yadlapati M, Lopes HP, Silva R, Letra A, Elias CN. Physico-chemical and Biological Properties of a New Portland Cement-based Root Repair Material. *Eur Endod J*. 2018;3(1):38–47.
68. Flores-Ledesma A, Tejeda-Cruz A, Bucio L, Wintergerst AM, Rodríguez-Chávez JA, Moreno-Vargas YA, et al. Hydration products and bioactivity of an experimental MTA-like cement modified with wollastonite and bioactive glass. *Ceram Int*. 2020;46(10):15963–15971.
69. Heward S, Sedgley CM. Effects of intracanal Mineral Trioxide Aggregate and calcium hydroxide during four weeks on pH changes in simulated root surface resorption defects: an in vitro study using matched pairs of human teeth. *J Endod*. 2011;37(1):40–44.
70. Hansen SW, Marshall JG, Sedgley CM. Comparison of intracanal EndoSequence Root Repair Material and ProRoot MTA to induce pH changes in simulated root resorption defects over 4 weeks in matched pairs of human teeth. *J Endod*. 2011;37(4):502–506.
71. Moreno-Vargas YA, Luna-Arias JP, Flores-Flores JO, Orozco E, Bucio L. Hydration reactions and physicochemical properties in a novel tricalcium-dicalcium silicate-based cement containing hydroxyapatite nanoparticles and calcite: A comparative study. *Ceram Int*. 2017;43(16):13290–13298.
72. Ballester Palacios ML (Maria L, Pons M, Bolibar I, Berástegui E. Agregado trióxido mineral y cemento pórtland expuestos a irrigantes endodóncicos: pH, conductividad y solubilidad. *Endodoncia (Mex)*. 2020; 36(1): 10-21.
73. Vivan RR, Zapata RO, Zeferino MA, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, et al. Evaluation of the physical and chemical properties of two commercial and



three experimental root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(2):250–256.

74. Islam I, Kheng Chng H, Jin Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod.* 2006;32(3):193–7.

75. Camilleri J, Gandolfi MG. Evaluation of the radiopacity of calcium silicate cements containing different radiopacifiers. *Int Endod J.* 2010;43(1):21–30.

76. Kim EC, Lee BC, Chang HS, Lee W, Hong CU, Min KS. Evaluation of the radiopacity and cytotoxicity of Portland cements containing bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105(1):e54-e57

77. Saliba E, Abbassi-Ghadi S, Vowles R, Camilleri J, Hooper S. Evaluation of the strength and radiopacity of Portland cement with varying additions of bismuth oxide. *Int Endod J.* 2009;42(4):322–328.

78. Shi B, Zhao Y, Yuan X. Effects of MTA and Brazilian propolis on the biological properties of dental pulp cells. *Braz Oral Res.* 2020,(10)33:e117- e126.

79. Peters OA, Galicia J, Arias A, Tolar M, Ng E, Shin SJ. Effects of two calcium silicate cements on cell viability, angiogenic growth factor release and related gene expression in stem cells from the apical papilla. *Int Endod J.* 2016;49(12):1132–1140.

80. Kim EC, Lee BC, Chang HS, Lee W, Hong CU, Min KS. Evaluation of the radiopacity and cytotoxicity of Portland cements containing bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105(1):e54-e57.

81. Mestieri LB, Tanomaru-Filho M, Gomes-Cornélio AL, Salles LP, Bernardi MIB, Guerreiro-Tanomaru JM. Radiopacity and cytotoxicity of portland cement associated with niobium oxide micro and nanoparticles. *Journal of Applied Oral Science.* 2014;22(6):554–559.

82. Wang SM, Lee CH, Lin CH, Chen GS, Liu JC, Li CH. The growth of dental pulp stem cells in portland cement micro-environment. *Journal of Medical Sciences (Taiwan).*2015;35(2):62–67.

83. Flores-Ledesma A, Barceló Santana F, Bucio L, Arenas-Alatorre JA, Faraji M, Wintergerst AM. Bioactive materials improve some physical properties of a MTA-like cement. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017;(1)71;150-155.



84. Camilleri J, Mallia B. Evaluation of the dimensional changes of Mineral Trioxide Aggregate sealer. *Int Endod J.*2011;44(5):416–424.